



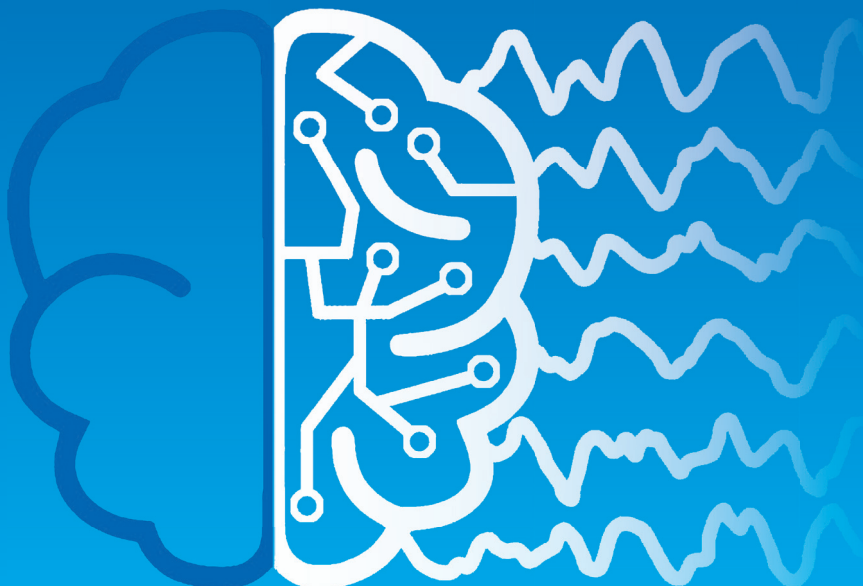
**Уральский
федеральный
университет**
имени первого Президента
России Б.Н.Ельцина

**Институт радиоэлектроники
и информационных
технологий — РТФ**

**А. М. СЫСКОВ
В. И. БОРИСОВ**

ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЕ МУЛЬТИМОДАЛЬНЫЕ ИНТЕРФЕЙСЫ ДЛЯ ОБРАБОТКИ БИМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ

Практикум



Министерство науки и высшего образования
Российской Федерации

Уральский федеральный университет
имени первого Президента России Б. Н. Ельцина

А. М. Сысков, В. И. Борисов

Интеллектуальные мультимодальные интерфейсы для обработки биомедицинских сигналов

Практикум

Рекомендовано методическим советом
Уральского федерального университета
для студентов вуза, обучающихся
по направлению подготовки
09.04.02 — Информационные системы и технологии

Екатеринбург
Издательство Уральского университета
2021

УДК 004.51:616-71(076.5)

ББК 32.973+53.6я73

С95

Рецензенты:

д-р техн. наук *А. Н. Алфимцев* (кафедра «Информационные системы и телекоммуникации» Московского государственного технического университета имени Н. Э. Баумана (национального исследовательского университета) главный конструктор медицинских изделий *А. А. Чупов* (АО «Производственное объединение “Уральский оптико-механический завод” имени Э. С. Яламова»)

Научный редактор — д-р техн. наук, проф. *В. С. Кубланов*

Рисунок на обложке выполнен *С. А. Сысковым*

Сысков, А. М.

С95 Интеллектуальные мультимодальные интерфейсы для обработки биомедицинских сигналов : практикум / А. М. Сысков, В. И. Борисов ; М-во науки и высш. образования РФ. — Екатеринбург : Изд-во Урал. ун-та, 2021. — 78 с.

ISBN 978-5-7996-3308-0

Рассматривается использование биомедицинских сигналов при реализации интеллектуальных мультимодальных интерфейсов. Информационные характеристики биомедицинских сигналов, модулирующихся функциональными процессами организма, могут быть использованы в приложениях, с помощью которых требуется получать данные о психофизическом состоянии человека и производить количественную оценку изменения состояния человека.

Разработка интеллектуальных мультимодальных интерфейсов рассматривается на примере интерфейсов мозг-компьютер. В качестве входных модальностей интерфейса используется сигнал ЭЭГ и данные с 3-осевого акселерометра, размещенного на голове человека.

В работе представлены материалы и методы, связанные с архитектурой мультимодальных интерфейсов, применением методов обработки сигналов и методов машинного обучения для формирования метрик изменения функционального состояния человека, а также спецификации для работы с облачным сервисом Google Fit для хранения данных приложений. Отдельное внимание уделено проектированию интерфейсов мозг-компьютер с применением открытых программных продуктов BC12000 и Open Vibe.

Рис. 50.

УДК 004.51:616-71(076.5)

ББК 32.973+53.6я73

ISBN 978-5-7996-3308-0

© Уральский федеральный университет, 2021

Содержание

.....

| | |
|--|-----------|
| Список терминов и определений | 4 |
| Предисловие | 5 |
| Подходы к анализу мультимодальных данных | 6 |
| Архитектура мультимодального интерфейса | 9 |
| ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА 1. Изучение сигналов двигательной активности сеанса ВСІ для <i>ти</i>-ритма | 16 |
| Краткие теоретические сведения | 16 |
| Рекомендации для выполнения работы | 22 |
| Задание | 30 |
| ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА 2. Изучение связанных с событиями мозговых потенциалов (ERP P300)..... | 31 |
| Краткие теоретические сведения | 31 |
| Рекомендации для выполнения работы | 33 |
| Задание | 38 |
| ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА 3. Знакомство с REST API GOOGLE FIT | 39 |
| Краткие теоретические данные | 39 |
| Рекомендации для выполнения работы | 40 |
| Задание | 45 |
| ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА 4. Сопряжение электроэнцефалографа-регистратора «Энцефалан-ЭЭГР-19/26» и OpenVibe | 46 |
| Краткие теоретические сведения | 46 |
| Рекомендации для выполнения работы | 55 |
| Задание | 63 |
| ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА 5. Обработка данных проекта VCI2000 в EEGLAB..... | 64 |
| Краткие теоретические сведения | 64 |
| Рекомендации для выполнения работы | 65 |
| Задание | 73 |
| Список библиографических ссылок..... | 75 |

Список терминов и определений

.....

| | |
|--------------------------------|--|
| БОС | — биологическая обратная связь |
| Open Vibe | — международный проект по разработке программного обеспечения для интерфейсов мозг—компьютер (http://openvibe.inria.fr/) |
| BCI2000 | — международный проект по разработке программного обеспечения для интерфейсов мозг—компьютер (https://www.bci2000.org) |
| BCI (Brain Computer Interface) | — интерфейс мозг—компьютер |
| Google Fit | — облачный сервис компании Google для приложений, связанных со здоровьем и физической культурой |
| ЭЭГ | — электроэнцефалограмма |
| ERP (event-related potential) | — связанный с событием мозговой потенциал |
| Emotiv Epos+ | — беспроводная нейрогарнитура с 14 каналами ЭЭГ (https://www.emotiv.com/epoc/) |

Предисловие

.....

Практикум содержит результаты работ коллектива исследователей и студентов магистрантов Научно-исследовательского медико-биологического инженерного центра высоких технологий ИРИТ-РТФ УрФУ, а также материалы курса «Интерфейсы мозг—компьютер», который читался в рамках программы магистратуры «Интеллектуальные информационные системы функциональной диагностики и нейрореабилитации» в 2017—2021 гг.

Работа включает следующие материалы:

- материалы и методы, связанные с построением интеллектуальных мультимодальных интерфейсов;
- описание лабораторной работы по проектированию компонента хранения данных на примере Google Fit для сигналов ЭЭГ и акселерометра;
- описание лабораторной работы по построению и исследованию метрики функционального состояния с использованием модальности акселерометра и модальности ЭЭГ;
- описание лабораторной работы по изучению сигналов двигательной активности сеанса BCI для *mu*-ритма с использованием комплекса программ BCI2000;
- описание лабораторной работы по изучению связанных с событиями мозговых потенциалов (ERP P300);
- описание лабораторной работы по сопряжению программного комплекса Open Vibe с энцефалографом «ЭНЦЕФАЛАН»;
- описание лабораторной работы по обработке данных проекта BCI2000 в EEGLAB;
- описание лабораторной работы по построению мультимодальной метрики.

Подходы к анализу мультимодальных данных

.....

Человеку в традиционной среде обитания свойственно мультимодальное взаимодействие с окружающим миром. Интеллектуальные мультимодальные интерфейсы обеспечивают взаимодействие человека и компьютера с использованием привычных для него способов или модальностей: речи, мимики, движения [1]. При этом учитываются различные условия среды, модель поведения человека и его индивидуальные особенности, определяются отношения на пространстве признаков различных модальностей [2], [3].

Данные биомедицинских сигналов, которые модулируются функциональными процессами внутри организма человека, несут в себе информацию о психофизическом состоянии человека и могут быть использованы при реализации интеллектуальных мультимодальных интерфейсов [4]. Исследование и построение интеллектуального мультимодального интерфейса с использованием сигналов ЭЭГ и акселерометра рассматриваются в работах [5], [6].

Измерение электрической активности головного мозга позволяет измерять и распознавать определенные состояния центральной нервной системы. Сигнал ЭЭГ может быть использован для оценки изменения когнитивного, эмоционального состояния человека, определения намерений человека, например, связанных с двигательной активностью, диагностики заболеваний центральной нервной системы и головного мозга.

Именно с электрической активностью головного мозга, как правило, связывают интерфейсы мозг-компьютер. Один из первых интерфейсов мозг—компьютер с использованием сигнала ЭЭГ в 1964 г. реализован американским кибернетиком и нейрофизиологом Греем Уолтером [7].

Позднее, в 1970-х гг. Жак Видал ввел более широкое определение интерфейса мозг—компьютер как системы, которая позволяет получать детальную информацию о функциях головного мозга. Функции

головного мозга — специфические механизмы в головном мозге, направленные на перестройку и адаптацию систем организма и на достижение постоянных и временных целей [8].

Определение Ж. Видала позволяет дополнительно отнести к интерфейсам мозг–компьютер системы, которые используют самые различные физические способы регистрации процессов головного мозга: магнитно-резонансная томография; позитронно-эмиссионная томография; методы биоимпеданса; методы измерения скорости кровотока в артериях; методы радиотермометрии и радиотермографии [9] и др.

Одновременная регистрация сигналов различной физической природы позволяет получить более полную информацию о функциях головного мозга, состоянии центральной нервной системы и психофизическом состоянии человека.

В данной работе рассматривается применение сигналов ЭЭГ и акселерометра для создания мультимодального интеллектуального интерфейса контроля состояния человека и развития функций головного мозга, необходимых для формирования выбранных человеком психофизических и эмоциональных состояний, с использованием механизма БОС:

- БОС с использованием модальности ЭЭГ основывается на пространственной и частотной фильтрации электрических потенциалов на поверхности головного мозга [10], [11];
- БОС с использованием сигнала акселерометра основывается на анализе параметров движения головы человека, которые определяются работой вестибулярного аппарата и его психофизическим состоянием [12].

Для реализации интерфейса с использованием модальности сигнала ЭЭГ и сигнала акселерометра использовалась нейрогабарнитура Emotiv Eroc+ (рис. I).

Представим, что имеется некое приложение, которое предназначено для тренировки способностей достигать определенного уровня психофизических состояний, например расслабления, фокуса, стресса. Приложение для своей работы использует разрабатываемый интеллектуальный мультимодальный интерфейс для контроля состояния пользователя и обратной связи. На рис. II. представлена диаграмма вариантов использования такого приложения.

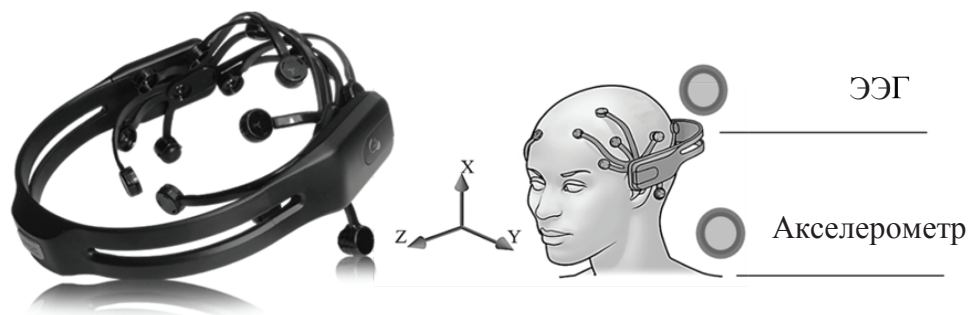


Рис. I. Размещение нейрогарнитуры на голове человека



Рис. II. Диаграмма вариантов использования приложения

Профиль пользователя содержит информацию о метриках психофизического состояния человека и типах активности пользователя. Метрики в нашем случае — это вычисляемые значения уровня фокуса, стресса и т. п. Типы активности пользователя — это то, что характеризует поведение человека во внешней среде, например функциональный покой, обычная деятельность, напряженная работа и т. д. Для каждой метрики выполняется калибровка уровней: низкий, средний, высокий.

Пользователь имеет возможность выбрать тренировку из списка. Тренировка включает в себя набор этапов с целевыми значениями уровней метрик. После начала тренировки осуществляется контроль уровней метрик в режиме реального времени через биологическую обратную связь.

Для получения данных биологической обратной связи используются модальность ЭЭГ и модальность акселерометра. Данные поступают от гарнитуры Emotiv Epos+ с Community SDK для обработки сырых данных.

Гарнитура Emotiv Epos+ содержит 14 каналов ЭЭГ и 3-осевой акселерометр. Расположение электродов ЭЭГ соответствует стандартной схеме 10–20: AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, Pz, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4. Частота дискретизации 128 Гц. Число разрядов АЦП 14.

Архитектура мультимодального интерфейса

Рассмотрим типичную архитектуру мультимодального интерфейса в соответствии с требованиями стандарта Multimodal Architecture and Interfaces [13].

На рис. III представлены элементы архитектуры мультимодального интерфейса в среде времени выполнения. Элементы рассматриваются стандартом в рамках парадигмы MVC (модель–представление–контроллер).

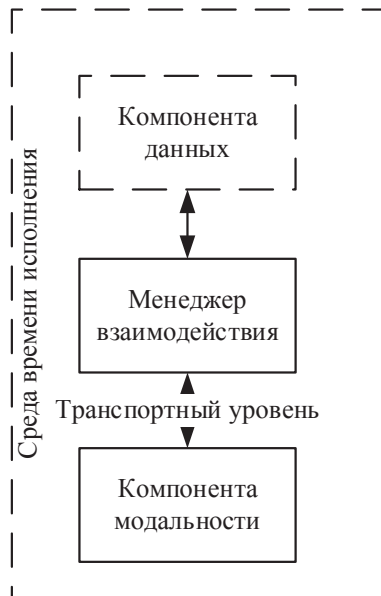


Рис. III. Архитектура мультимодального интерфейса

Менеджер взаимодействия объединяет и координирует различные модальности. Компонента данных содержит требования к модели данных и протоколам работы с ними, например, REST API. Компонента модальности отражает представление способа взаимодействия с пользователем. Среда исполнения представляет собой весь набор инструментов для работы и взаимодействия всех компонент.

Менеджер взаимодействия является ключевым элементом архитектуры. Стандарт не предъявляет требований к внутренней организации компонент, оставляя это на усмотрение разработчиков. Особенности работы с компонентами данных будут рассмотрены в разделе с описанием лабораторной работы по Google Fit.

Компоненту модальности рассмотрим как компоненту, обеспечивающую на входе сигналы ЭЭГ и акселерометра, а графику и голосовые команды — на выходе.

На рис. IV подробно представлена внутренняя структура менеджера взаимодействия, при разработке которой были использованы результаты работ [1], [2].

В случае нашего гипотетического приложения менеджер взаимодействия должен обеспечить измерение уровня метрик в процессе тренировки на основании данных входных модальностей.

Введем понятие метрики. Допустим, у нас есть некий контекст, в котором находится человек. В рамках этого контекста есть граф (рис. V), который описывает возможные различимые функциональные состояния человека и возможные переходы от одного состояния к другому. Таким образом под метрикой $Metric\ FS_i - FS_j$ мы понимаем некую меру, которая дает скалярную оценку «близости человека к одному из рассматриваемых в паре состояний в режиме реального времени. Метрика может строиться на основании данных одного или нескольких физиологических каналов (движения, ЭЭГ, ЭКГ и т. п.). Если метрика строится на основании данных нескольких физиологических каналов, то она называется мультимодальной.

Для построения метрики $FS_i - FS_j$ необходимо:

- сформировать признаковое пространство, включающее в себя параметры всех физиологических каналов;
- провести оптимизацию признакового пространства в целях выделения паттернов, необходимых для классификации функциональных состояний;

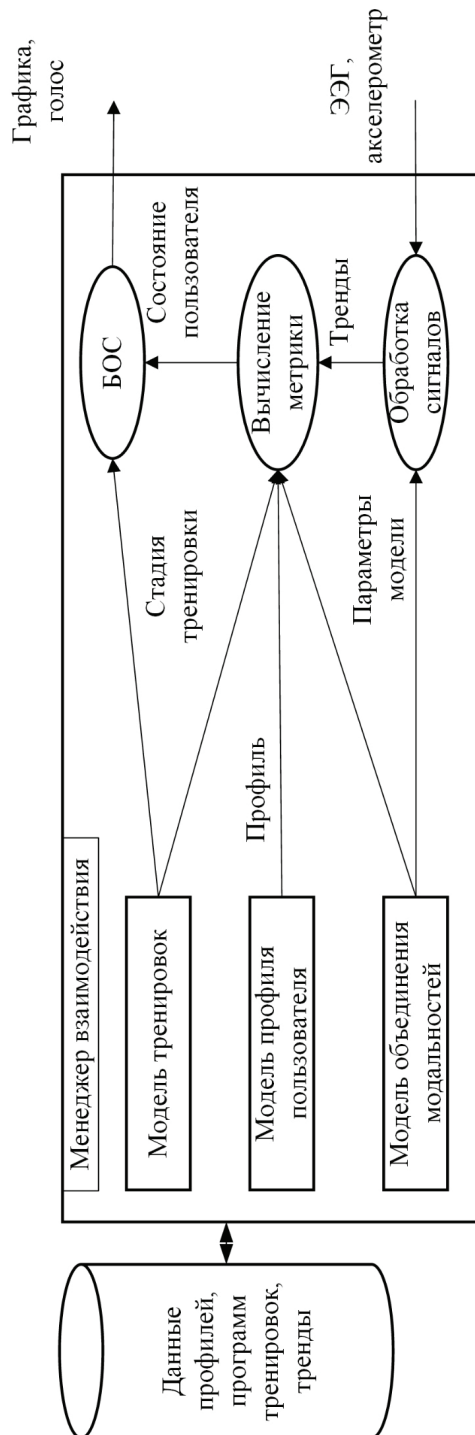


Рис. IV. Внутренняя структура менеджера взаимодействия

- ввести меру расстояния между парными функциональными состояниями, например функционального покоя и фокуса, состояния стресса и функционального покоя.

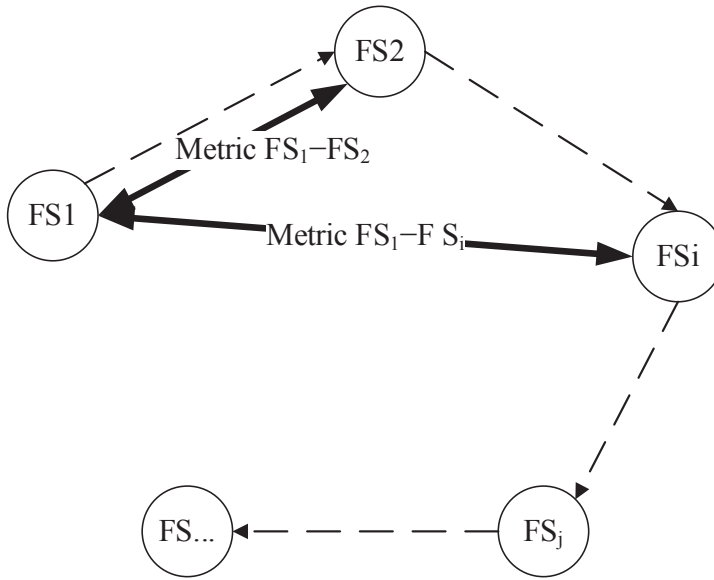


Рис. V. Граф переходов между функциональными состояниями FS₁, FS₂

Основой для вычисления значений метрик является модель объединения модальностей. Модель содержит информацию о характеристиках признакового пространства, необходимых для получения значения метрики. Для получения параметров модели используются методы обработки сигналов и машинного обучения [14]: частотный анализ; метод главных компонент (PCA); метод независимых компонент (ICA); линейный дискриминантный анализ (LDA).

Модель профиля пользователя содержит список метрик функционального состояния, доступных для пользователей. Для каждой метрики определяются персональные значения уровня метрики — низкий, средний, высокий. На выходе модели профиля пользователя определены пользователем уровни метрики.

Модель тренировки определяет задания, которые выполняет пользователь, а также их продолжительность. Например, функциональный покой, гипервентиляция, TOVA тест.

Блок обработки сигналов предназначен для генерации трендов. Тренд — это последовательный набор векторов признаков, встроенный

во временную шкалу и снабженный временными метками. На входе блока в нашем примере — сигналы ЭЭГ и акселерометра.

Блок вычисления метрики в зависимости от профиля пользователя и программы тренировки определяет близость пользователя к целевому показателю метрики.

Блок БОС используется для отправки информации пользователю по ходу тренировки для возможного изменения его поведения.

Построение метрики можно разбить на три этапа:

- формирование признаков на базе входных сигналов;
- выбор признаков, необходимых для расчета метрики;
- вычисление метрики с использованием полученных признаков.

На рис. VI представлена схема, которая объединяет этап 1 и 2. Схема применялась при проведении исследований функционального состояния человека с использованием нейрогарнитуры Emotiv Eroc+ [6]. Исходная размерность признакового пространства составляла 56 компонент ЭЭГ и 12 компонент акселерометра. Для исключения артефактов движения глаз использовался метод независимых компонент (ICA), реализованный в EEGLAB, и метод главных компонент.

С применением методов главных компонент (PCA) и линейного дискриминантного анализа было выделено признаковое пространство для классификации состояния человека в ходе эксперимента [15]. Эксперимент включал в себя следующие стадии:

- функциональный покой (RS);
- TOVA тест (T1);
- гипервентиляция легких (HL);
- TOVA тест (T2);
- последствие (AF).

Для вычисления метрики используется метод линейного дискриминантного анализа (LDA). LDA применяется для обучающей выборки, сформированной для соответствующей пары функциональных состояний. На рис. VII проиллюстрирован метод вычисления метрики на примере 2-мерного пространства.

Линия посередине изображения — граница двух классов, соответствующих паре функциональных состояний, для которых строится метрика. Для оценки функционального состояния пользователя относительно целевого и нецелевого функциональных состояний применяется формула

$$PD = \frac{\sum_{i=1}^{32} k_i x_i + c}{\sqrt{\sum_{i=1}^{32} k_i^2}}.$$

где k — коэффициенты гиперплоскости, которая разделяет два функциональных состояния; c — константа; x — координаты субъекта в признаковом пространстве; 32 — размерность признакового пространства в рассматриваемом случае.

Построенная по описанной методике метрика по сути оценивает, насколько текущее измерение функционального состояния укладывается в шаблон, полученный в признаковом пространстве главных компонент на момент обучения модели.

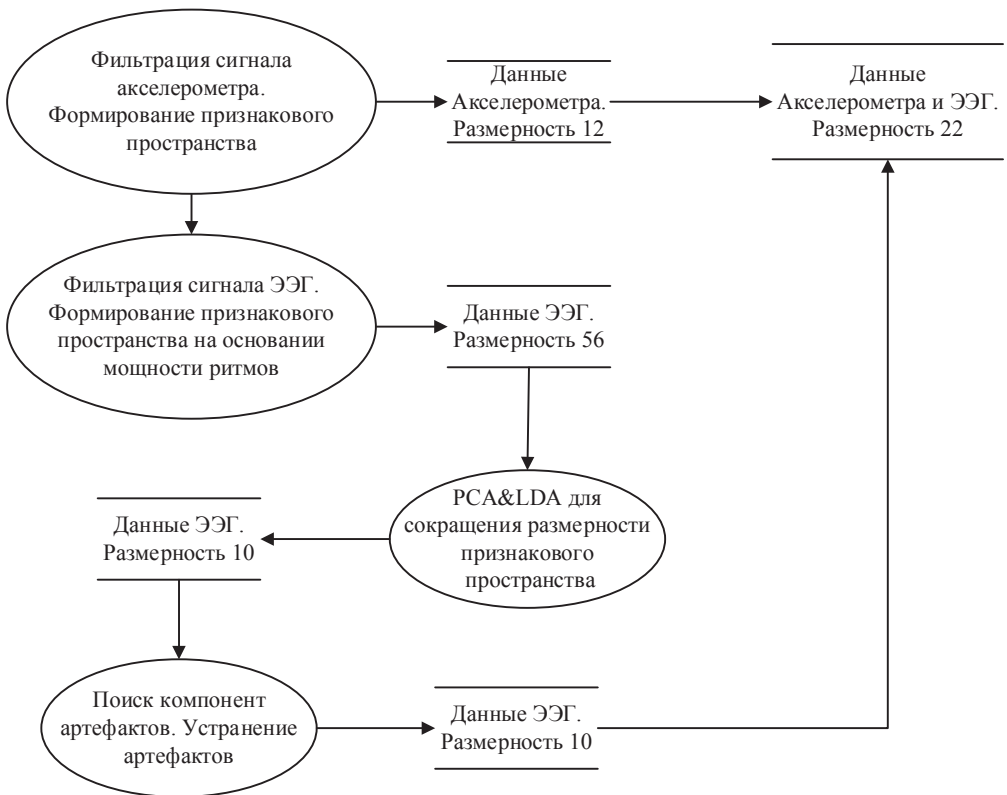


Рис. VI. Формирование признакового пространства

Строго говоря, модель нуждается в повторном обучении и калибровке для каждого пользователя. Подобный подход используется, например, в программном обеспечении от Emotiv [16]. При обучении навыку движения объектов через осознанное изменение своих намерений (движение по осям, вращение) используется базовая модель, которая в процессе обучения приспосабливается к навыкам пользователя. По мере развития этих навыков необходимо дополнительно обучать модель и калибровать метрики.

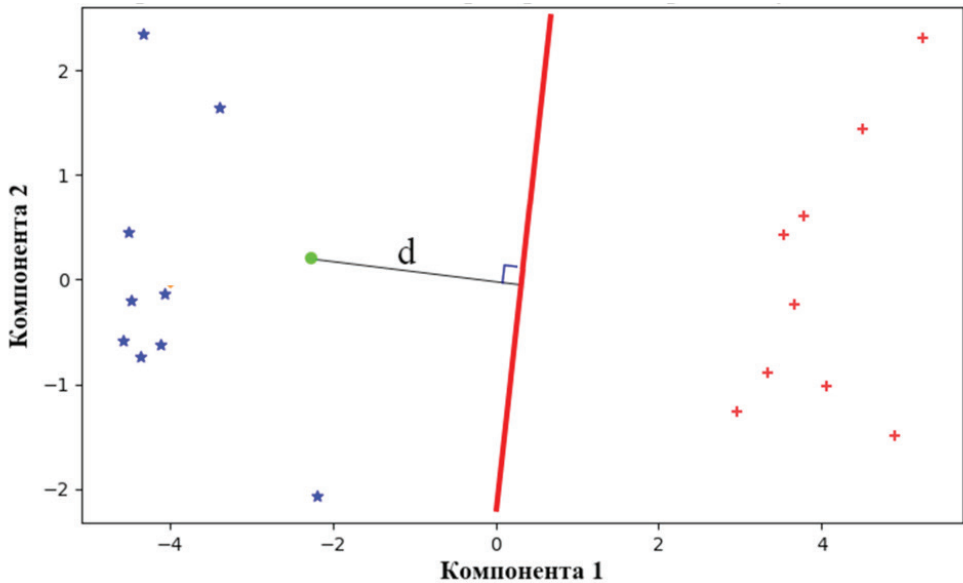


Рис. VII. Пример вычисления метрики состояния биообъекта

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА 1.

Изучение сигналов двигательной активности сеанса BCI для *ти*-ритма

.....

В ходе выполнения лабораторной работы студент получает следующие знания и навыки:

- знания о *ти*-ритме и способах формирования признакового пространства;
- краткие сведения об особенностях формирования электрических потенциалов *ти*-ритма и их локализации в коре больших полушарий;
- навыки использования программного комплекса BCI2000 для формирования признакового пространства и извлечения значимых признаков с использованием *ти*-ритма.

Краткие теоретические сведения

.....

BCI2000 Offline Analysis — инструмент для поиска полезных функций в данных ЭЭГ и ЭКоГ (электрокортикограмма) [17].

Средство *OfflineAnalysis* работает в два этапа. На первом этапе *OfflineAnalysis* преобразует записанные данные таким образом, что в дальнейшем данные будут представлены в виде определенного набора функций, а не временного ряда ЭЭГ.

Существуют различные наборы признаков, которые зависят от анализируемых данных.

Данным P300 (вызванный потенциал) одной функции соответствует исходная амплитуда ЭЭГ, при определенном смещении времени после стимула, в определенном канале.

Данным μ -ритма (сенсомоторный ритм) одной функции соответствует абсолютное значение амплитуды ЭЭГ, на определенной частоте, в определенном канале.

После преобразования исходного ЭЭГ сигнала в функции данные сортируются на две группы в соответствии с условиями, указанными в графическом интерфейсе автономного анализа. В то же время смысл этих условий зависит от типа анализируемых данных: для данных P300 одним условием является представление неуправляемого стимула, другим условием является представление управляемого стимула. Для данных μ -ритма одним условием может быть предусмотрено движение левой руки, в то время как другое условие может быть состоянием покоя.

Теперь для одной функции существует ряд выборочных значений, взятых из двух наборов (условий). *OfflineAnalysis* использует значения для вычисления числа, представляющего значение функции и указывающего на состояние, в котором оно было записано. Такое значение называется коэффициентом определения или r^2 и представляет собой число от 0 до 1. Чем больше функция r^2 , тем больше корреляция между значением функции и условием, при котором были записаны данные. Наконец, автономный анализ создает основной график, по которому можно определить значения r^2 и выбрать отдельные каналы и временные смещения (частоты), для которых будет отображаться более подробная информация на топографических графиках, формах волны ERP, спектрах.

Для установки *BCI2000 Offline Analysis* и для проведения лабораторной работы необходимо наличие Matlab версии 7.0 или выше.

Для начала скачайте и установите дистрибутив BCI2000 (рис. 1). Установочный файл находится в папке с материалами лабораторной работы или скачивается с сайта https://www.bci2000.org/mediawiki/index.php/BCI2000_Binaries.

Сценарий запуска:

- если вы еще не открыли MATLAB, самый простой способ запустить *BCI2000 Offline Analysis* — это дважды щелкнуть файл *OfflineAnalysis.bat*, который находится в папке *tools/OfflineAnalysis/*;
- если MATLAB уже запущен, перейдите к *OfflineAnalysis* с помощью проводника Current Directory или введите путь в текстовое поле в верхней части окна MATLAB. Затем введите

OfflineAnalysis в командной строке MATLAB, чтобы начать анализ ваших данных.

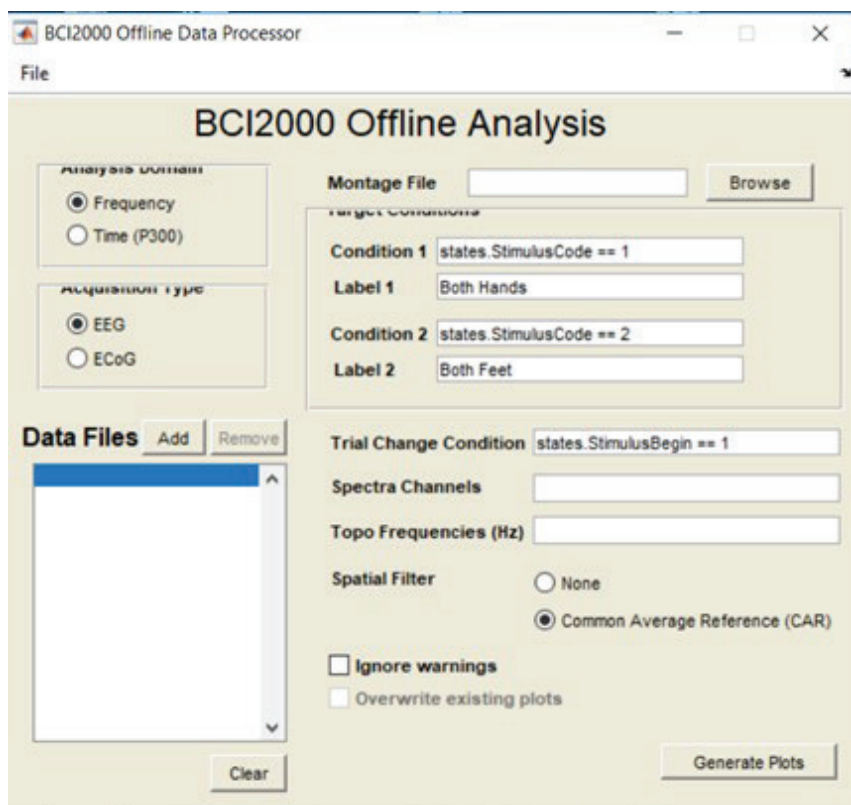


Рис. 1. Снимок экрана *BCI2000 Offline Analysis*

Инструмент *BCI2000 Offline Analysis* позволяет анализировать ваши данные в частотной области или во временной области. Вы сами задаете нужные параметры в поле *Analysis Domain*. В частности, при выборе *Frequency* будут доступны поля *Spectra Channels* и *Topo Frequencies*. При выборе *Time* поля *Waveform Channels* и *Tono Times* станут доступными. Затем выбираете вид регистрации (ЭЭГ или ЭКоГ).

Анализ частотной области приведет к созданию до трех типов графиков: графика характеристик, графика спектров (по одному спектру для каждого указанного канала) и до 9 топографических графиков (по одному для каждой указанной частоты). Как правило, наилучшие характеристики частотной области можно найти в диапазоне 9–12 Гц и 18–25 Гц.

Анализ временной области приведет к созданию до трех типов графиков: графика характеристик, графика формы волны, состоящего из одной формы сигнала для каждого указанного канала, и до 9 топографических графиков (по одному для каждого указанного значения времени). Обычно функции Р300 обнаруживаются примерно через 300 мс после стимула.

Ми-ритм — это периодические колебания биопотенциалов в сенсомоторной области коры головного мозга на частоте 8–13 Гц (чаще всего 9–12 Гц). Наиболее выражен в состоянии физического покоя. В отличие от альфа-ритма, который возникает на аналогичной частоте в задней части головы над зрительной корой в состоянии покоя, *ти*-ритм локализован над моторной корой (рис. 2).

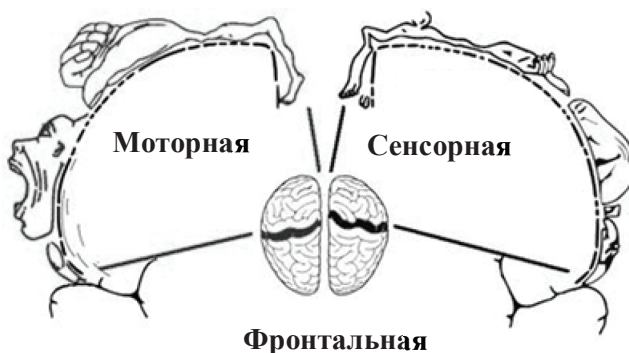


Рис. 2. Сенсомоторная область человеческого мозга

Несколько факторов указывают на то, что активность *ти*-ритма может рассматриваться ВСІ, например: движение или подготовка к движению обычно сопровождается уменьшением активности *ти*-ритма над сенсомоторной корой. На рис. 2 в центре расположена проекция человеческого мозга (вид сверху). В верхней части рисунка изображено вертикальное поперечное сечение головного мозга, разделенное на двигательную и сенсорную кору. Слева расположена моторная (двигательная) часть, которая используется для работы конечностей и мышц лица, справа — сенсорная область, которая нужна для обработки сенсорной информации определенными частям тела. Центральная борозда (рис. 3.) коры головного мозга отделяет двигательную область коры (предцентральной извилины) от сенсорной зоны коры (постцентральной извилины).

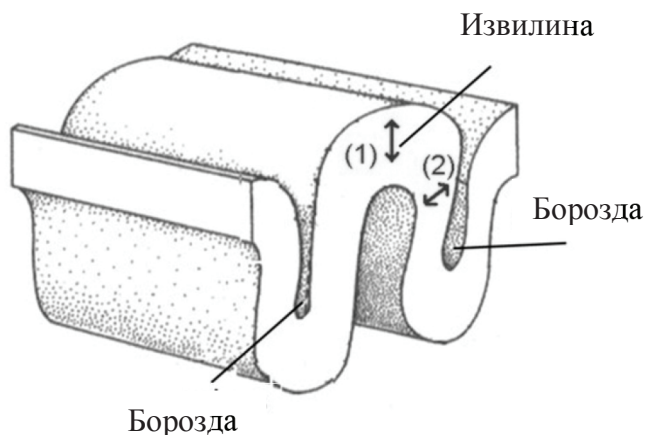


Рис. 3. Центральная извилина и борозды коры головного мозга [10]:
1 — направление радиальной ориентировки диполя; 2 — тангенциальной

Ми-ритм исходит из области «руки» моторной коры. Кроме того, существует аналогичный ритм, происходящий от области «ноги», которая расположена между полушариями.

Источник потенциалов *ти*-ритма — это диполь, а дипольный момент направлен перпендикулярно к складчатой поверхности коры. Таким образом, ориентация дипольного момента определяется расположением диполя. Что касается головы (рис. 3), направление диполя в извилине будет иметь радиальную ориентировку, а местоположение в борозде приведет к его ориентации, которая является тангенциальной к голове. В последнем случае дипольный момент будет перпендикулярен к центральной борозде, которая также перпендикулярна голове.

На рис. 4 показаны типичные распределения потенциалов головы *ти*-ритма. Распределение слева иллюстрирует топографию, связанную с радиально ориентированным диполем источника 1, расположенным на правой полусферической моторной извилине. Распределение справа связано с тангенциально ориентированным диполем источника, расположенным в центральной борозде (2).

Ориентация диполя, промежуточного между направлениями 1 и 2 будет линейной комбинацией радиальных и тангенциальных ориентаций. На голове такая ориентация приводит к линейной комбинации связанных распределений потенциала головы 1 и 2.

Ми-ритм имеет дугообразную периодическую волновую форму. На рис. 5 представлены спектрограммы для двух фрагментов сигнала

лов: top target — спектр нарисован штриховой линией, bottom target — спектр нарисован сплошной линией. На модельном сигнале показаны пики для первой и второй гармоник, соответствующие пики видны на спектре для top target. В частотной области такой сигнал соответствует линейному спектру с сильной первой гармоникой. В бета-диапазоне будет второй пик ровно в два раза большей частоты первого пика. Чаще всего относительная модуляция (изменение амплитуды относительно средней амплитуды) одинакова для обоих пиков (справа спектр фактически измеренных сигналов).

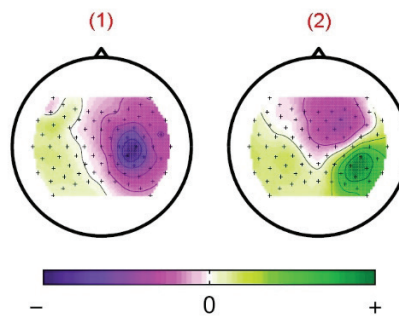


Рис. 4. Типичное распределение потенциалов головы *ти*-ритма

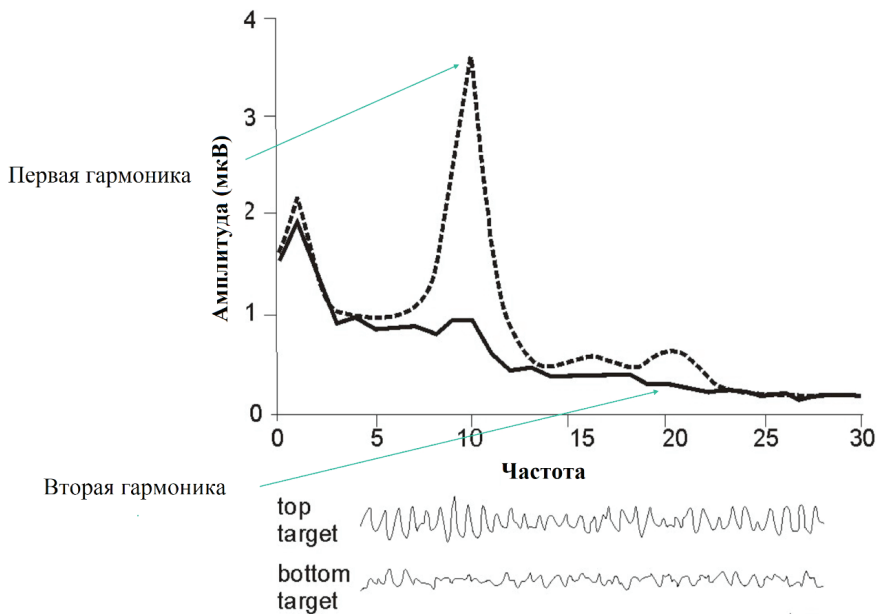


Рис. 5. Волновая форма *ти*-ритма

Хотя основные свойства *ти*-ритма одинаковы для всех людей, его пространственная структура и точная частота уникальны для каждого человека и зависят от текущего состояния этого человека. Для проведения анализа активности *ти*-ритма надо определить, как свойства изменяются в различных функциональных состояниях. Для достижения наилучших результатов стоит найти состояния, которые дают наибольшую значимую разницу.

Рекомендации для выполнения работы

Для выполнения работы по анализу активности *ти*-ритма будем использовать данные, полученные в результате активности человека.

Испытуемые выполняли различные двигательные и когнитивные задачи во время записи 64-канальной ЭЭГ с использованием системы BCI2000 (<http://www.bci2000.org>). Каждый испытуемый выполнил 14 экспериментальных измерений: два 1-минутных измерения состояния покоя (одно с открытыми глазами, другое с закрытыми глазами) и три 2-минутных измерения каждой из четырех следующих задач:

- цель появляется на левой или правой стороне экрана; субъект разжимает и сжимает соответствующий кулак, пока цель не исчезнет, затем субъект расслабляется;
- цель появляется на левой или правой стороне экрана; субъект воображает разжатие и сжатие соответствующего кулака до исчезновения цели; затем субъект расслабляется;
- цель появляется либо в верхней, либо в нижней части экрана; субъект разжимает и сжимает либо оба кулака (если цель находится сверху), либо пальцы обеих ног (если цель находится внизу) до тех пор, пока цель не исчезнет, затем субъект расслабляется;
- цель появляется либо в верхней, либо в нижней части экрана; субъект воображает разжатие и сжатие обоих кулаков (если цель находится сверху) или пальцев обеих ног (если цель находится внизу), пока цель не исчезнет, затем субъект расслабляется.

Таким образом, экспериментальные измерения выглядят следующим образом:

1. Состояние покоя (глаза открыты).
2. Состояние покоя (глаза закрыты).

3. Задача 1 (разжатие и сжатие левого или правого кулака).
4. Задача 2 (представление разжатия и сжатия левого или правого кулака).
5. Задача 3 (разжатие и сжатие обоих кулаков или пальцев обеих ног).
6. Задача 4 (представление разжатия и сжатия обоих кулаков или пальцев обеих ног).
7. Задача 1.
8. Задача 2.
9. Задача 3.
10. Задача 4.
11. Задача 1.
12. Задача 2.
13. Задача 3.
14. Задача 4.

ЭЭГ регистрировалась 64 электродами в соответствии с международной системой 10—10 (за исключением электродов Nz, F9, F10, FT9, FT10, A1, A2, TP9, TP10, P9 и P10), как показано ниже на рис. 6.

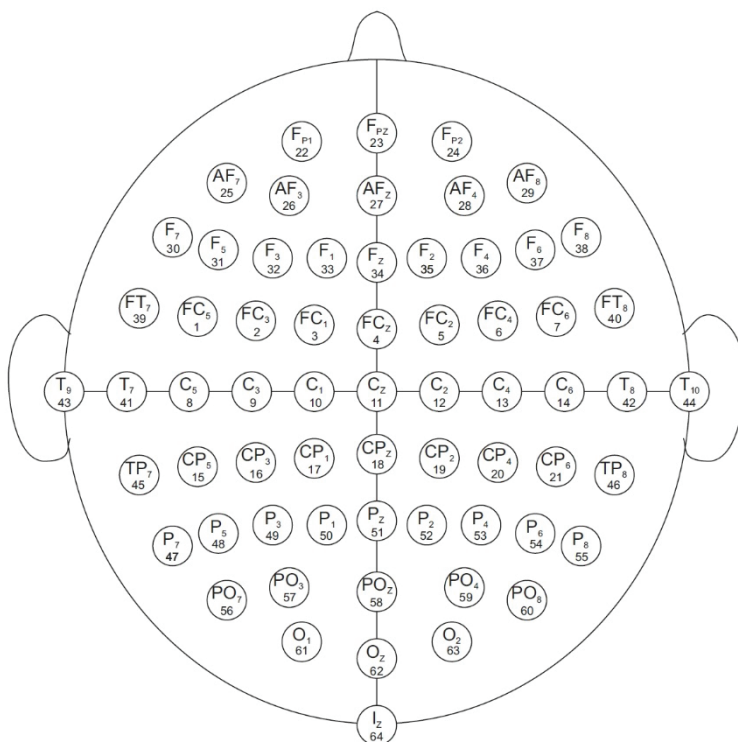


Рис. 6. Схематическое изображение расположения электродов [18]

Цифры ниже каждого имени электрода показывают порядок их появления в записях. Обратите внимание, что сигналы в записях пронумерованы от 0 до 63, а цифры — в диапазоне от 1 до 64.

В этой лабораторной работе будут использоваться данные сессий `eeg1_1.dat`, `eeg1_2.dat` и `eeg1_3.dat`, которые включены в BCI2000 и находятся в папке `data/samplefiles/`.

В данных сессиях испытуемым было предложено двигать обеими руками и обеими ногами в определенном порядке. Полученные данные были записаны с помощью BCI2000 и помечены с помощью переменной состояния *StimulusCode* таким образом, что *StimulusCode* равен 1 (испытуемый отвечает на команду по движению обеих рук), 2 (испытуемый отвечает на команду по движению обеих ног), 0 (испытуемый отвечает на команду для отдыха).

Инструмент *BCI2000 Offline Analysis* позволяет построить три разных графика, которые будут полезны в процессе анализа. Один из этих графиков, сюжет функции, дает обзор данных и полезен для выбора потенциальных возможностей. Начнем с создания сюжетной функции:

Открыть инструмент *BCI2000 Offline Analysis*.

Задайте параметры анализа следующим образом:

1. Область анализа (Analysis Domain) — выберите *Частота* (Frequency), чтобы выполнить анализ частотной области.

2. Вид регистрации (Acquisition Type) — выберите *EEG*, так как данные, с которыми будем работать в этом разделе, записывались с использованием ЭЭГ.

3. Файлы данных (Data Files) — нажмите кнопку *Добавить* и перейдите к `data/samplefiles/`. Оттуда выберите файлы `eeg1_1.dat`, `eeg1_2.dat` и `eeg1_3.dat` и нажмите *Open*. Чтобы выбрать несколько файлов, выделите все файлы сразу.

4. Файл монтирования (Montage File) — оставьте это поле пустым.

5. Условие 1 (Target Condition 1) — введите команду `states.TargetCode == 0`. Такая команда задает BCI2000 поиск данных, при котором *StimulusCode* указывает, что объект реагировал на инструкцию для отдыха.

6. Target Condition Label 1 — текст, введенный здесь, будет использоваться для обозначения данных, относящихся к *Условию 1*. Поскольку *Условие 1* соответствует разделам покоя, введите команду *Rest* в это поле.

7. Условие 2 (Target Condition 2) — введите значение `states.TargetCode == 2`. Такое действие задает BCI2000 поиск данных, при котором

StimulusCode указывает, что объект реагировал на инструкцию по использованию обеих ног; для рук *states.TargetCode == 1*.

8. Target Condition Label 2 — текст, введенный здесь, будет использоваться для обозначения данных, относящихся к *Условию 2*. Поскольку *Условие 2* соответствует перемещению обеих ног объекта, то введите команду *Both Feet* в это поле.

9. Trial Change Condition — введите значение *states.StimulusBegin == 1* или оставьте *auto*. Это значит, что края записи соответствуют образцам данных, в которых значение *StimulusBegin* становится 1 или равно 1 и становится другим.

10. Каналы спектров (Spectra Channels) — оставьте данное поле пустым.

11. Топо Frequencies — оставьте данное поле пустым.

12. Пространственный фильтр (Spatial Filter) — выберите *Common Average Reference (CAR)*. Как правило, для анализа частотной области необходима фильтрация данных с помощью простого пространственного фильтра CAR, которая приводит к более четким, более полезным графикам.

13. Игнорировать предупреждения (Ignore Warnings) — оставить данное поле без флажка.

Нажмите кнопку *Сгенерировать графики (Generate Plots)*.

Как только анализ будет завершен, будет сформирован график свойств, аналогичный на рис. 7. Такой график отображает значения r^2 между двумя распределениями (т. е. средний сигнал для *Условия 1* (пункт 5 на с. 24) и средний сигнал для *Условия 2* (пункт 7 на с. 24)) в зависимости от частоты и канала.

С помощью графика на рис. 7 можно определить потенциальные возможности: просто находим кластеры с высокими значениями r^2 . В сгенерированном графике можно заметить некоторые кластеры, расположенные вокруг следующих параметров:

- 31 Гц, канал 18;
- 31 Гц, канал 10;
- 19 Гц, канал 10;
- 19 Гц, канал 16.

Для того чтобы оценить эффективность этих параметров, нужно будет рассмотреть их более подробно.

Инструмент *BCI2000 Offline Analysis* позволяет построить еще два графика, с помощью которых возможно более подробно изучить эти параметры. Чтобы увидеть, как ведут себя данные на конкретных элек-

тродах, создадим спектральные графики — графики, которые показывают энергию как функцию частоты. Чтобы посмотреть, как ведут себя данные на определенной частоте, создадим топографии — графики, которые показывают значения r^2 относительно местоположения данного электрода. Для создания топографий необходимо сообщить, как расположены электроды, с помощью монтажного файла. В BCI2000 такой файл уже существует.

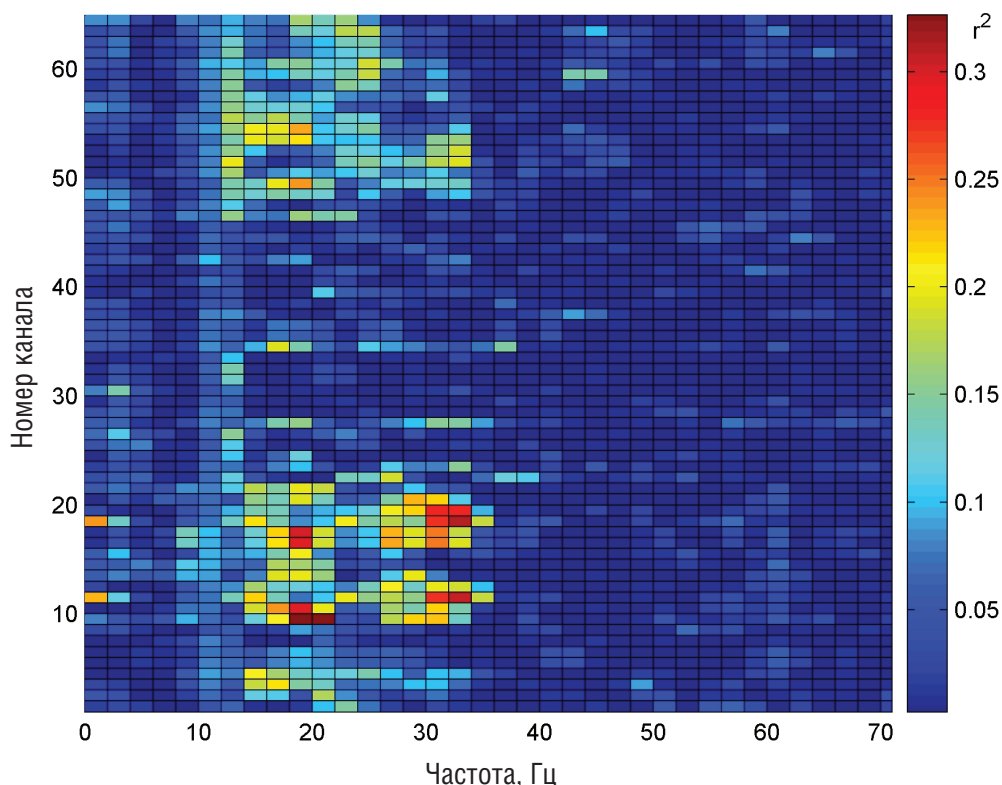


Рис. 7. Распределение значений r^2 по каналам и частотам

После того как вы закончили разработку своего монтажного файла или решили все-таки использовать тот, который предоставлен, переходите к приведенным ниже инструкциям.

Задайте параметры анализа следующим образом:

1. Файл монтирования (Montage File) — нажмите кнопку *Browse* рядом с полем *Монтирование файлов*, перейдите к `data/samplefiles/` и выберите файл `eeg64.loc`.

2. Каналы спектров (Spectra Channels) — в предыдущем разделе было обнаружено путем анализа три канала, которые показывают значительные перспективы: 10, 16 и 18. Чтобы генерировать спектры для этих каналов, введите *10 16 18* в этом поле.

3. Частоты Топо (Топо Frequencies) — были обнаружены две частоты, которые показывают значительные перспективы: 19 и 31 Гц. Чтобы создать топографии для этих частот, введите *19 31* в данное поле.

Нажмите кнопку *Сгенерировать графики* (Generate Plots).

В результате будет сгенерировано два графика: спектрограмма и карта спектральных мощностей, которые представлены на рис. 8–9. В спектрах наблюдаются значительные изменения спектральной мощности на частотах в диапазонах *ти*- и бета-ритмов. Обычно ожидается меньшая мощность на этих частотах во время активности, чем в состоянии покоя. Спектры для каналов 16 и 18 также показывают значительные различия в низких частотах (т. е. ниже частот *ти*).

Частоты, выбранные в анализе, не имеют гармонических отношений. Таким образом, вероятно, что они не имеют высокой корреляции. Нижеприведенные топографии дают дополнительные доказательства этому предположению. Обратите внимание на несходные пространственные распределения для двух разных частот. Топографии также полезны для оценки того, насколько физиологически правдоподобны записанные ответы. Например, в топографиях (см. ниже) пространственное распределение согласуется с ожидаемым пространственным ответом для движения ног.

Из графика характеристик можно определить, что координаты (31 Гц, канал 18), (31 Гц, канал 10), (19 Гц, канал 10) и (19 Гц, канал 16) могут быть эффективными функциями для онлайн-классификации. Используя топографии и спектры, можно подтвердить, что каналы и частоты согласуются с ожиданиями (т. е. частоты находятся в диапазоне *ти* или бета, а пространственный ответ сосредоточен на площади моторной коры, обычно отвечающей за движение стопы). Поэтому можно просто использовать все эти функции при попытке онлайн-контроля над этим предметом. Однако, хотя каждая дополнительная функция может улучшить производительность, она, безусловно, увеличит задержку.

Следующим этапом будет ограничение количества признаков, которые выбираются. До этого этапа ограничили выбор только четырьмя потенциальными возможностями. Чтобы исключить некоторые

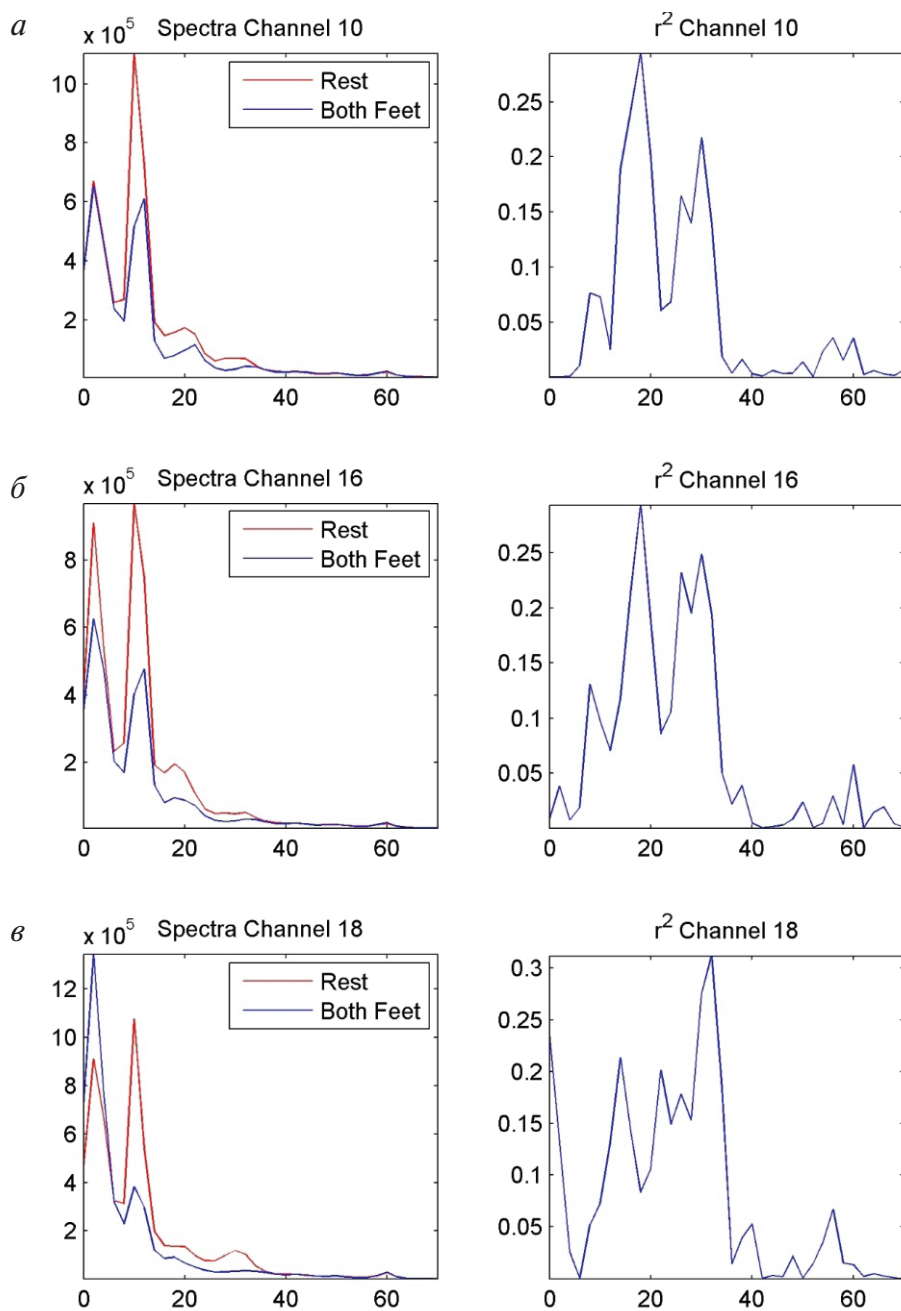


Рис. 8. Снимок экрана спектрограммы для каналов 10 (а), 16 (б), 18 (в)

из них, рассмотрим расположение электродов. Ниже изображен (рис. 10) монтаж, соответствующий данным, которые в данный момент анализируем.

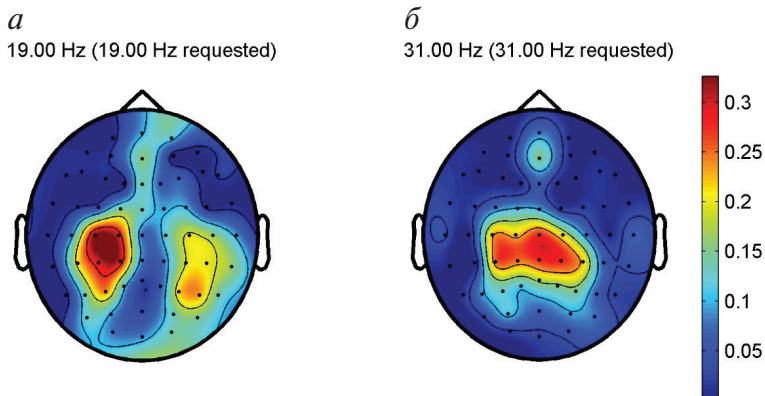


Рис. 9. Карты спектральных мощностей для частот 19 (а) и 31 Гц (б)

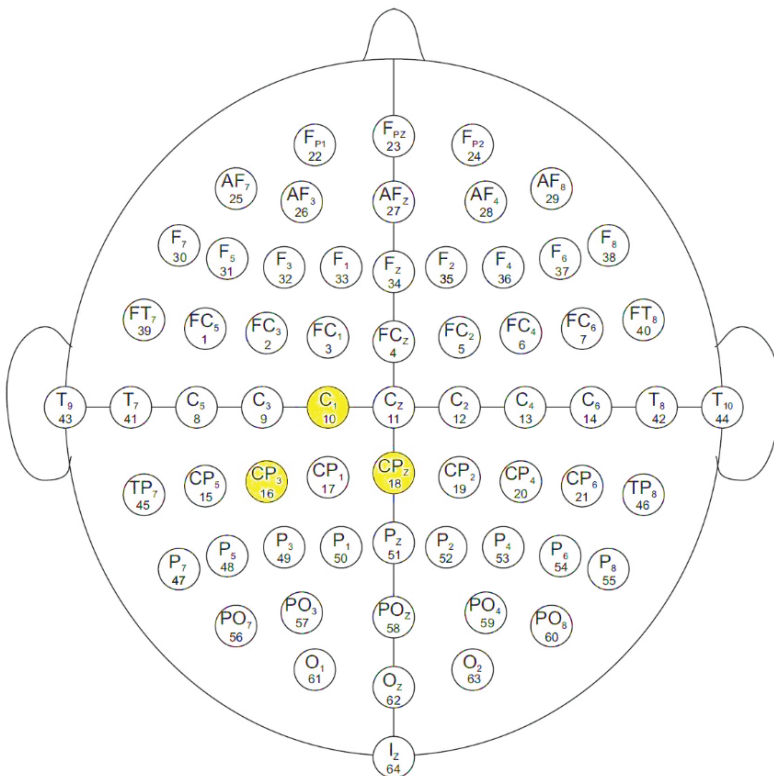


Рис. 10. Схематическое изображение крепления электродов 10, 16 и 18 [18]

Обратите внимание, что электроды 10 и 18 близко расположены относительно друг друга на поверхности головы. Поэтому можно сделать вывод, что характеристики 31 Гц, канал 18 и 31 Гц, канал 10 могут быть сильно коррелированы. Рассматривая спектры и топографии, можно увидеть, что при 31 Гц значения r -квадрата немного выше для канала 18, чем для канала 10. Таким образом, в этом случае есть достаточные основания для устранения характеристики 31 Гц, канал 10. По той же причине можно исключить характеристику 19 Гц, канал 10. Остается две особенности: 31 Гц, канал 18 и 19 Гц, канал 16.

Самостоятельно повторить описанный выше процесс для двух других комбинаций: состояние отдых — напряжение рук, состояния напряжение рук — напряжение ног. Наилучшую комбинацию можно найти, определив лучшие значения r^2 среди трех графиков.

Задание

.....

1. Сравните полученные результаты трех состояний и сделайте выводы.
2. Результаты исследований внесите в отчет.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА 2.

Изучение связанных с событиями мозговых потенциалов (ERP Р300)

.....

В ходе выполнения лабораторной работы студент получает следующие знания и навыки:

- знания о связанных с событиями мозговых потенциалов [18] и способах формирования признакового пространства;
- навыки использования программного комплекса ВСІ2000 для формирования признакового пространства и извлечения значимых признаков с использованием парадигмы «Р300».

Краткие теоретические сведения

.....

Вызванными потенциалами (ВП) называются биоэлектрические сигналы, которые появляются с постоянными временными интервалами после определенных внешних воздействий. Потенциал Р300 (рис. 1) представляет собой компонент, связанный с событиями, возникающими в процессе принятия решений. Он считается эндогенным потенциалом, поскольку его появление связано не с физическими атрибутами стимула, а с реакцией человека на него.

Обычно потенциал Р300 вызывается, если выполняются четыре условия:

- должна быть представлена случайная последовательность событий стимула;
- необходимо применять правило классификации, разделяющее серию событий на две категории;
- задача пользователя должна требовать использования правила;
- одна категория событий должна представляться реже других.

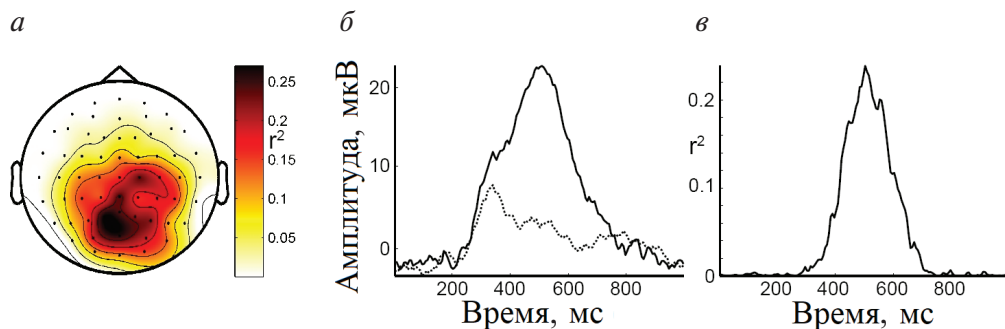


Рис. 1. Пример потенциала Р300:

a — топография; *б* — амплитуда; *в* — коэффициент r^2

Пространственное распределение амплитуды потенциала Р300 симметрично относительно центрального электрода. Он является самым большим на участках электродов и ослаблен, поскольку места записи перемещаются в центральные и лобные места.

Во времени типичный ответ Р300 имеет ширину 150–200 мс и треугольную форму. Пиковый потенциал Р300 обычно составляет 2–5 мкВ, что меньше фоновой активности мозга. Таким образом, коэффициент сигнал–шум Р300 является низким и обычно усиливается путем усреднения по нескольким ответам.

Блок-схема модели обновления контекста Р300 изображена на рис. 2.

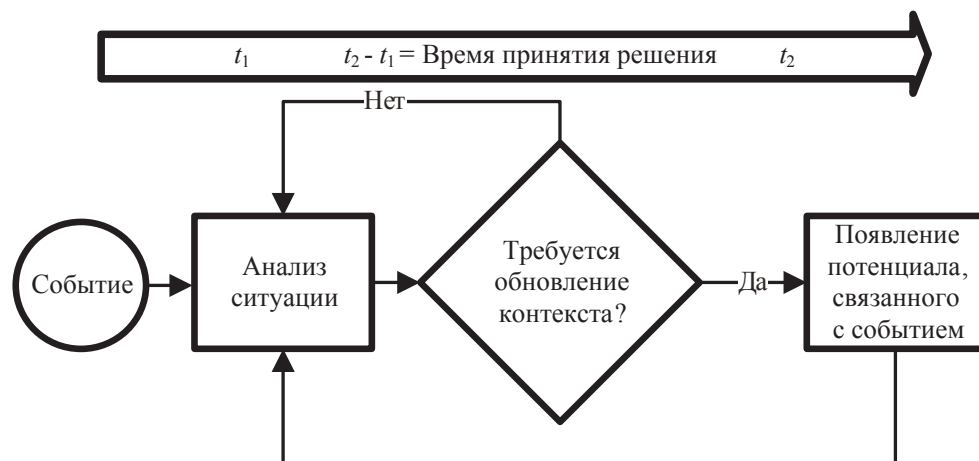


Рис. 2. Модель обновления контекста Р300

Стимулы входят в систему обработки, и задействован процесс сравнения памяти, который определяет, является ли текущий стимул либо тем же, что и предыдущий стимул, либо нет.

В этой структуре компонента Р300 индексирует деятельность мозга, лежащую в основе пересмотра ментального представления, вызванного входными раздражителями. После начальной сенсорной обработки ориентированный на результат процесс сравнения оценивает представление предыдущего события в рабочей памяти — процесс, отличный от двигательного, хотя он связан с обнаружением рассогласования признаков сенсорного стимула. Если никакого изменения атрибута стимула не обнаружено, то текущая ментальная модель или схема контекста стимула сохраняется и регистрируются только сенсорные вызванные потенциалы (N100, Р200, N200). Если обнаружен новый стимул, процессы внимания регулируют изменение или «обновление» представления стимула, которое сопутствует Р300. Такие события сходны с ориентировочным ответом, и наблюдалось замещение (стандартизация) потенциала Р300.

Хотя основные свойства вызванных потенциалов Р300 являются одинаковыми для всех людей, задержка, ширина и пространственная структура отклика являются уникальными для каждого человека. Для облегчения классификации потенциала Р300 надо определить типичные значения для этих свойств.

Рекомендации для выполнения работы

Для выполнения работы по анализу активности вызванных мозговых потенциалов Р300 будем использовать данные, полученные в результате активности человека.

Испытуемые выполняли двигательные и когнитивные задачи во время записи 64-канальной ЭЭГ, записанной с использованием системы ВСІ2000.

Потенциал Р300 использовался в качестве основы для системы ВСІ во многих исследованиях. В классическом формате исследования потенциала Р300, разработанному Э. Дончиным и его коллегами, испытуемому стимул на экране представляется в виде матрицы символов (рис. 3). Строки и столбцы в этой матрице мгновенно и случайным об-

разом мигают с быстрой скоростью (например, восемь вспышек в секунду). Каждый испытуемый выбирает символ, фокусируя внимание на нем и подсчитывая количество миганий. Строка или столбец, содержащий данный символ, вызывают ответ P300, тогда как все остальные нет. После усреднения нескольких ответов компьютер может определить желаемую строку и столбец (т. е. строку (столбец) с наибольшей амплитудой P300) и, следовательно, желаемый символ.

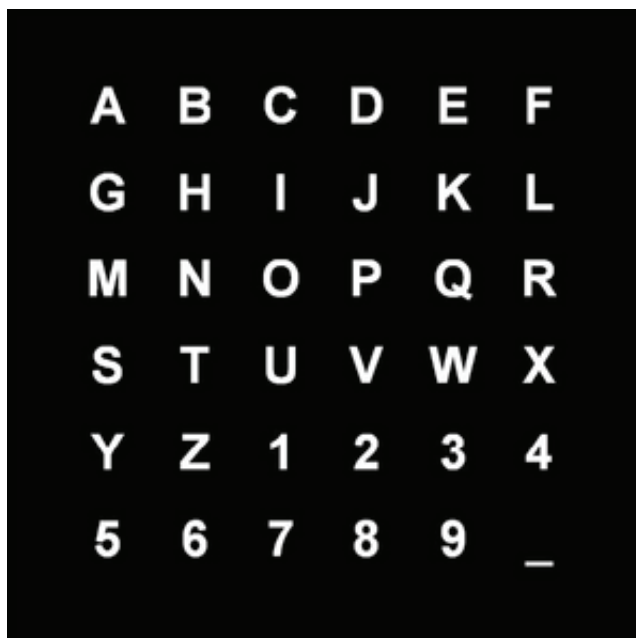


Рис. 3. Пример матрицы для исследования P300

В этой лабораторной работе будут использоваться данные сессий eeg2_1.dat и eeg2_2.dat, которые включены в BCI2000 и находятся в папке data/samplefiles/.

На этих сессиях испытуемый помещался перед монитором, отображающим матрицу. Также была показана тестовая последовательность, состоящая из строки букв с выделенной одной буквой. В каждом эксперименте испытуемому было предложено сосредоточиться на символе в матрице, который в это время подсвечивается в тестовой последовательности. Таким образом, можно было пометить вызванные ответы в зависимости от того, произошли ли они для выделенного символа или какого-либо другого символа в матрице. Такие

ярлыки могут быть прикреплены в системе BCI2000, как данные с использованием переменных состояния. Если используются данные eeg2, то применяют переменную состояния *StimulusType*, когда *StimulusType* равен 1, то буква, которая мигает, является буквой, на которой объект фокусируется (т. е. обозначенная в настоящее время буква). Когда символ, который мигает, не является символом фокуса, *StimulusType* не будет равен 1.

Инструмент *BCI2000 Offline Analysis* позволяет посмотреть три разных типа графика, которые будут полезны в процессе анализа. Один из этих графиков — сюжет функции, который дает обзор данных и полезен для выбора потенциальных возможностей. Начнем с создания сюжетной функции:

Открыть инструмент *BCI2000 Offline Analysis*.

Задайте параметры анализа следующим образом:

1. Область анализа (Analysis Domain) — выберите *Время (P300)* (Time (P300)), чтобы выполнить анализ частотной области.

2. Вид регистрации (Acquisition Type) — выберите *EEG*, так как данные, с которыми будем работать в этом разделе, записывались с использованием ЭЭГ.

3. Файлы данных (Data Files) — нажмите кнопку *Добавить* и перейдите к *data/samplefiles/*. Оттуда выберите файлы *eeg2_1.dat* и *eeg2_2.dat* и нажмите *Open*. Чтобы выбрать несколько файлов, выделите все файлы сразу.

4. Файл монтирования (Montage File) — оставьте данное поле пустым.

5. Условие 1 (Target Condition 1) — введите значение $(states.StimulusCode > 0) \& (states.StimulusType == 1)$. Это действие задает в системе BCI2000 следующее условие: задаваемое условие 1 должно соответствовать данным, в которых символ, на котором был сделан акцент, соответствует одной из мигающих букв.

6. Target Condition Label 1 — введенный здесь текст будет использоваться для обозначения данных, специфичных для *Условия 1*. Итак, мы введем строку *Correct*, так как в правильной (то есть подсвеченной) букве была одна из мигающих букв.

7. Условие 2 (Target Condition 2) — введите значение $(states.StimulusCode > 0) \& (states.StimulusType == 0)$. Это действие задает в системе BCI2000 следующее условие: задаваемое *Условие 2* должно соответствовать данным, в которых символ, на котором был сфокусирован предмет, не соответствовал ни одной из мигающих букв.

8. Target Condition Label 2 — текст, введенный здесь, будет использоваться для обозначения данных, относящихся к условию 2. Итак, введем строку *Incorrect*, так как в правильной (т. е. подсвеченной) букве не было ни одной из мигающих букв

9. Trial Change Condition — введите значение *states.StimulusBegin == 1*.

10. Каналы спектров (Spectra Channels) — оставьте данное поле пустым.

11. Торо Frequencies — оставьте данное поле пустым.

12. Пространственный фильтр (Spatial Filter) — выберите *None*. Поскольку ответы P300 обычно обнаруживаются по нескольким каналам, фильтрация CAR обычно неэффективна.

13. Игнорировать предупреждения (Ignore Warnings) — оставить это поле без флажка.

Нажмите *Сгенерировать графики* (Generate Plots).

По окончании анализа будет сформирована тепловая карта (рис. 4), которая отображает значения r^2 для двух сигналов в зависимости от времени и канала. Данный график показывает распределение потенциально полезных характеристик сигнала.

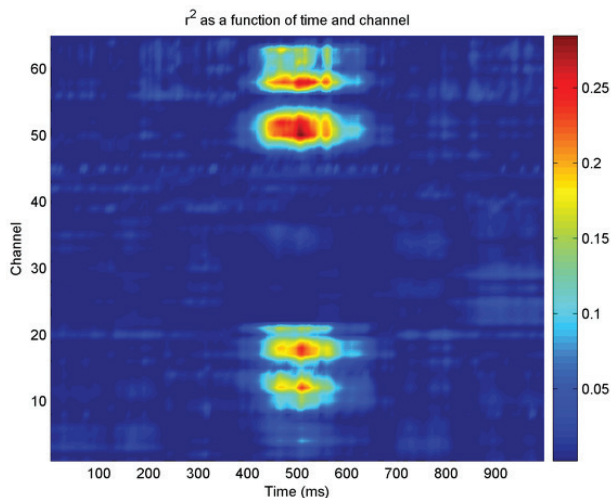


Рис. 4. Распределение значений r^2 по каналам во времени

По графику определяются наиболее информативные особенности сигнала, при поиске кластеров, с высокими значениями r^2 . В данном случае (рис. 4) можно сделать вывод, что все информативные класте-

ры, находятся примерно в области 500 мс. Самый большой из этих кластеров (с наибольшими значениями r^2) сосредоточен на электроде 51.

Выполним анализ пространственного распределения и характеристик сигнала в данном канале. Для понимания карты распределения сигнала необходимо рассмотреть схему крепления электродов. Для этого задайте параметры анализа следующим образом:

1. Файл монтирования (Montage File) — нажмите кнопку *Browse* рядом с полем *Монтирование файлов*, перейдите к `data/samplefiles/` и выберите файл `eeg64.loc`.

2. Каналы сигналов (Waveform Channels) — с помощью в предыдущего действия обнаружили, что канал 51 может быть эффективной функцией классификации для облегчения онлайн-контроля. Чтобы сформировать график сигнала для этого канала, введите *51* в это поле.

3. Время Топо (Топо Times) — было обнаружено, что 503 мс может быть эффективной функцией классификации для облегчения онлайн-контроля. Чтобы создать топографию за данное время, введите *503* в это поле.

Нажмите *Сгенерировать графики* (Generate Plots).

По сгенерированной карте (рис. 5) будет видно, в каких отделах головного мозга наблюдается ответ.

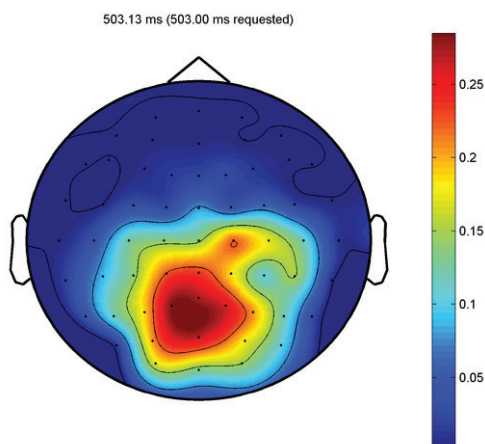


Рис. 5. Карта пространственного распределения сигнала

Далее выполняется построение временной развертки сигнала. Графики формы сигнала представлены на рис. 6, *а* и значений r^2 для канала 51 во времени — на рис. 6, *б*.

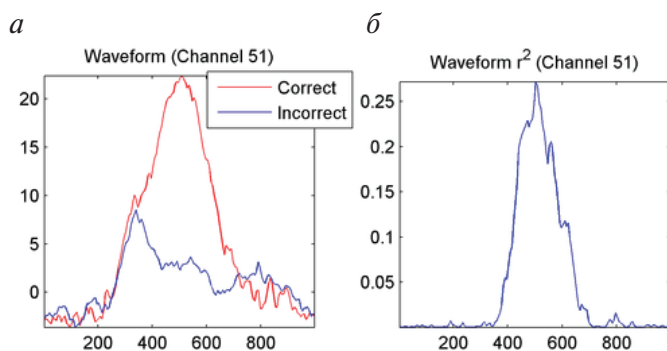


Рис. 6. Временные показатели для канала 51:
а — графики формы сигнала; *б* — значения r^2 для канала 51 во времени

Задание

1. Сравните полученные результаты с теоретическими данными и сделайте выводы.
2. Результаты исследований внесите в отчет о лабораторной работе.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА 3.

Знакомство с REST API GOOGLE FIT

.....

В ходе выполнения лабораторной работы студент получает следующие знания и навыки:

- знания об облачной инфраструктуре Google для разработчиков [19];
- навыки регистрации и разработки приложения с использованием Google Fit.

Краткие теоретические данные

.....

Цель настоящей лабораторной работы — получить навыки работы с сервисом Google Fit [20]. Используемый в работе язык программирования Python — интегрированная среда разработки Spider в составе <https://www.anaconda.com/distribution/>.

Компания Google предоставляет огромный выбор различных сервисов. Одним из таких сервисов является Google Fit. Взаимодействие пользовательского приложения с данным сервисом (и вообще практически со всеми сервисами, которые предоставляет Google) происходит с использованием архитектуры REST.

Google Fit — это открытая экосистема, которая позволяет разработчикам загружать данные о фитнесе в центральное хранилище, где пользователи могут получать доступ к своим данным с разных устройств и приложений в одном месте:

- фитнес-приложения могут хранить данные с любого носимого устройства или датчика;
- фитнес-приложения могут получать доступ к данным, созданным другими приложениями;
- данные о пригодности пользователя сохраняются при обновлении его фитнес-устройств.

OAuth 2.0 — протокол авторизации, позволяющий выдать одному сервису (приложению) права на доступ к ресурсам пользователя на другом сервисе. Протокол избавляет от необходимости доверять приложению логин и пароль, а также позволяет выдавать ограниченный набор прав, а не все сразу. OAuth же является протоколом авторизации, то есть позволяет выдать права на действия, которые приложение сможет производить от лица пользователя, разрешившего эти действия (рис. 1).

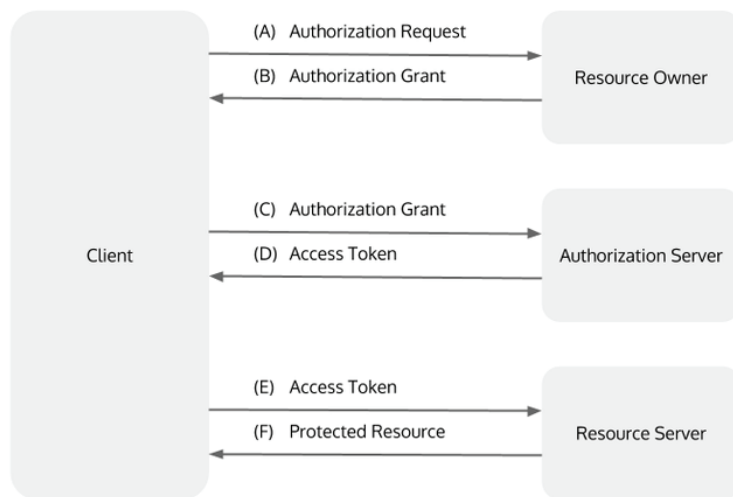


Рис. 1. Протокол авторизации OAuth 2.0 [20]

Используйте следующие источники, чтобы установить REST API GOOGLE FIT:

- <https://developers.google.com/fit/rest/v1/get-started>;
- <https://developers.google.com/fit/rest/v1/reference/users/data-Sources/create>;
- https://developers.google.com/resources/api-libraries/documentation/fitness/v1/python/latest/fitness_v1.users.html.

Рекомендации для выполнения работы

Работа в песочнице

Проходим шаги А, В, С, D из Abstract Protocol Flow (<https://developers.google.com/oauthplayground/>).

Создаем *DataSource* (<https://developers.google.com/fit/rest/v1/reference/users/dataSources/create>).

Исходные данные получаем при помощи Ерос Emotiv+. Создадим источник данных *DataSource*: акселерометр 3 значения; ритмы theta. Датчики AF3, T7, O1, T8, AF4. Пример json есть в файле *datasource.json*.

Обновляем данные в созданном *DataSource*. Обновите любое из *dataType*, *type*, *dataStreamName*, and *device*. Удаляем созданный *DataSource*.

Разработка своего приложения для Google Fit

Разработаем веб-приложение с использованием Using OAuth 2.0 for Web Server Applications для *google-api-python-client* (<https://github.com/googleapis/google-api-python-client/blob/master/docs/oauth-web.md>). Дополнительные материалы можно прочитать по ссылке <https://developers.google.com/fit/rest/v1/workout>.

Сначала работаем в консоли <https://console.developers.google.com/>, затем последовательно делаем шаги, как на рис. 1–5.

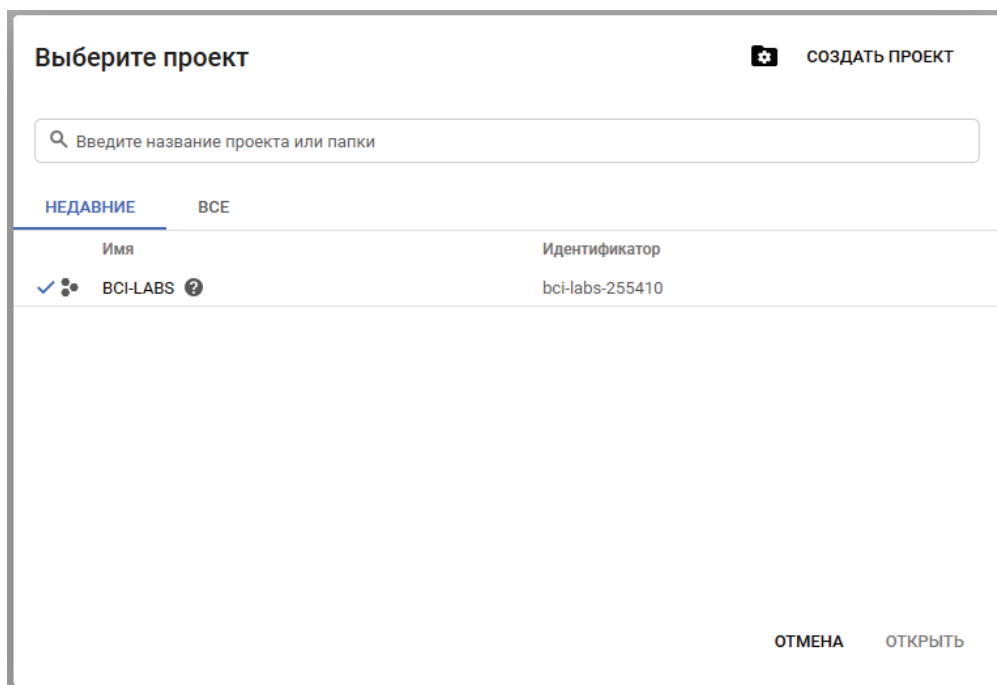


Рис. 2. Выбор проекта

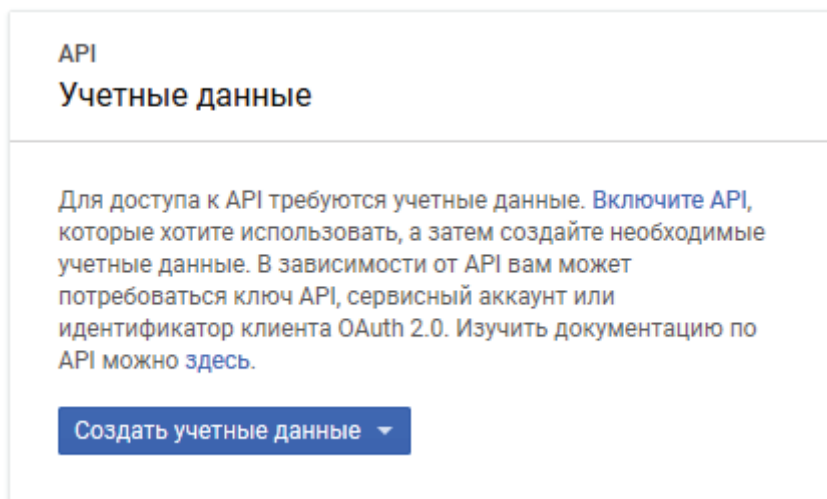


Рис. 3. Создать учетные данные

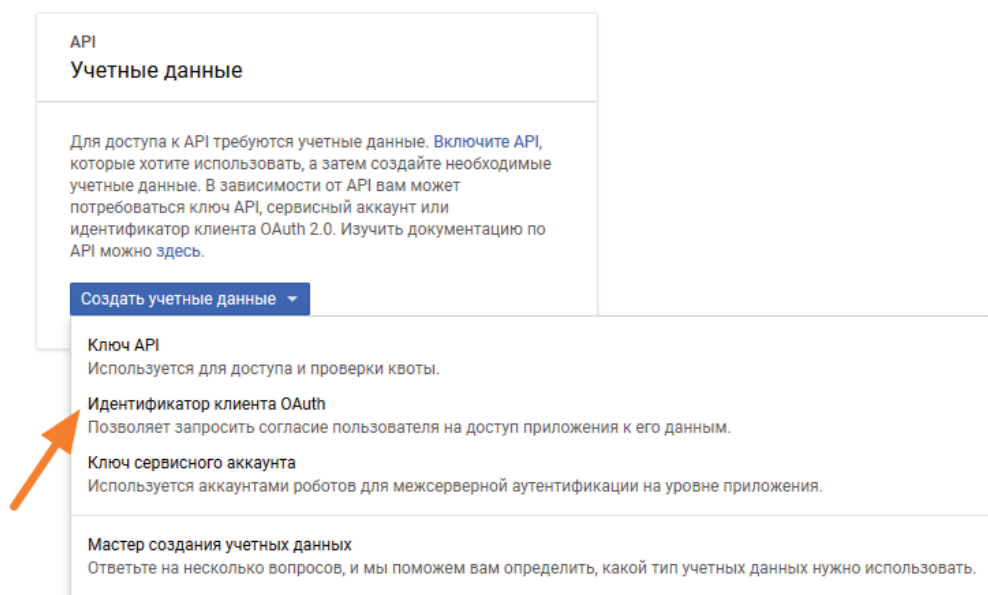


Рис. 4. Выбор идентификатора клиента OAuth

← Создание идентификатора клиента OAuth

С помощью идентификатора клиента OAuth 2.0 можно создать токен доступа для приложений, которые вызывают API Google по протоколу OAuth 2.0. Токен содержит уникальный идентификатор. [Подробнее...](#)

Тип приложения

- ☒ Веб-приложение
- ☐ Android [Подробнее...](#)
- ☐ Приложение Chrome [Подробнее...](#)
- ☐ iOS [Подробнее...](#)
- ☐ Другие типы

Название

WebClientBCI

Ограничения

Задайте источники JavaScript и/или URI перенаправления. [Подробнее...](#)

Домены источника и перенаправления следует добавить в список авторизованных доменов в [настройках окна запроса доступа OAuth](#).

Разрешенные источники JavaScript

URI источника клиентского приложения для запросов из браузера. В этом поле не допускаются подстановочные знаки (например, `https://*.example.com`) и пути (например, `https://example.com/subdir`). Если используется нестандартный порт, обязательно укажите его.

`http://localhost:8080`



`https://www.example.com`

Чтобы добавить домен, введите его и нажмите ВВОД.

Разрешенные URI перенаправления

Используется для запросов с сервера. Здесь необходимо указать путь к разделу приложения, в который пользователи будут перенаправлены после аутентификации в Google. В конце к нему будет автоматически добавлен код авторизации для доступа. Не может содержать общедоступные IP-адреса, относительные пути и неполные URL.

`http://localhost:8080`



`https://www.example.com`

Чтобы добавить домен, введите его и нажмите ВВОД.

Создать

Отмена

Рис. 5. Создание клиента

Теперь готовимся начать писать приложение на языке Python. Для этого сохраняем на диск json-файл с секретом (рис. 6).

←

Идентификатор клиента для типа "Веб-приложение"

↓

СКАЧАТЬ ФАЙЛ JSON

↺

СБРОСИТЬ СЕКРЕТ

🗑

УДАЛИТЬ

| | |
|-----------------------|--|
| Идентификатор клиента | 255862572719-bf9k4ab2lmj2pmfcv6bho5d7ta9ocvjt.apps.googleusercontent.com |
| Секрет клиента | LRD_zf2j6P9YU11uEivQGNbUZ |
| Дата создания | 10 окт. 2019 г., 11:29:54 |

Название ⓘ

WebClientBCI

Ограничения

Задайте источники JavaScript и/или URI перенаправления. Подробнее...

Домены источника и перенаправления следует добавить в список авторизованных доменов в настройках окна запроса доступа OAuth.

Разрешенные источники JavaScript

URI источника клиентского приложения для запросов из браузера. В этом поле не допускаются подстановочные знаки (например, `https://*.example.com`) и пути (например, `https://example.com/subdir`). Если используется нестандартный порт, обязательно укажите его.

🗑

http://localhost:8080

https://www.example.com

Чтобы добавить домен, введите его и нажмите ВВОД.

Разрешенные URI перенаправления

Используется для запросов с сервера. Здесь необходимо указать путь к разделу приложения, в который пользователи будут перенаправлены после аутентификации в Google. В конце к нему будет автоматически добавлен код авторизации для доступа. Не может содержать общедоступные IP-адреса, относительные пути и неполные URL.

🗑

http://localhost:8080

https://www.example.com

Чтобы добавить домен, введите его и нажмите ВВОД.

Сохранить

Отмена

Рис. 6. Создание json-файла с секретом

44

Переходим в Spider и открываем файл `googlefit01.py`. Для работы нужно подключить `google-api-python-client`. `pip install — upgrade google-api-python-client google-auth-httpplib2 google-auth-oauthlib`.

Далее стоит задача работать с кодом и писать комментарии к нему.

Нужно выполнить следующие задачи с кодом:

- создать *DataSource*;
- посмотреть список *DataSource*;
- удалить *DataSource*.

После этого необходимо перейти к более творческой работе: нужно спроектировать модель данных для приложения и написать пример создания источника данных и работы с этими данными, используя `google-api-python-client` для веб-приложения.

Задание

.....

1. Сохраните данные мультимодальной метрики (скаляр, вещественное число) на основе данных ЭЭГ и акселерометра. Устройство, с которого получают данные, — гарнитура Ерос+ от Emotiv.
2. Запишите значение метрики во время тренировки (нужно уметь отличать тренировки друг от друга).
3. Каждая тренировка разбивается на 3 стадии:
 - разминка 10 минут;
 - бег на дистанцию 5 км;
 - ходьба на дистанцию 400 метров.
4. Результаты исследований проанализируйте и внесите в отчет о лабораторной работе.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА 4.

Сопряжение электроэнцефалографа-регистратора «Энцефалан-ЭЭГР-19/26» и OpenVibe

.....

В ходе выполнения лабораторной работы студент получает следующие знания и навыки:

- знания на уровне пользователя программного обеспечения «Энцефалана-ЭЭГР-19/26» [21];
- знания о работе драйвера для сопряжения с системой OpenVibe [22];
- навыки подготовки и проведения измерения сигнала ЭЭГ с использованием «Энцефалана-ЭЭГР-19/26».

Краткие теоретические сведения

.....

Существует ряд программных комплексов, которые позволяют реализовывать интерфейсы мозг-компьютер в различных парадигмах. Подобные комплексы должны решать ряд типовых задач, а именно, сбор, обработку данных и формирование управляющих сигналов или обратной связи.

Два наиболее известных программных комплекса — это система BCI2000 и система OpenVibe. Оба программных комплекса являются универсальными программными системами для исследования, проектирования, тестирования и использования интерфейсов мозг—компьютер в реальном времени, позиционируются как кросс-платформенные системы, имеют открытый исходный код и бесплатны для некоммерческих исследований. Как в том, так и в другом решении используются только собственные программные компоненты, то есть

оба комплекса не зависят от стороннего программного обеспечения. Однако существует возможность выполнять сценарии, реализованные в стороннем программном обеспечении: BCI2000 способен выполнять сценарии Matlab в режиме реального времени, а OpenVibe поддерживает взаимодействие со сценариями, реализованными в Matlab или Python, а также взаимодействовать (принимать и отправлять) со стимулами с помощью инструмента Lua Stimulator (скрипты, реализованные на языке Lua). В проектах, реализованных на языке C++, для сборки и компиляции используются доступные бесплатные компиляторы. OpenVibe также имеет удобные инструменты для сборки проекта под окружение IDE VisualStudio.

Комплекс BCI2000 вышел в свет в 2001 году, первая версия OpenVibe — в 2007 году. Оба проекта существуют достаточно долгое время, однако OpenVibe имеет намного более подробную документацию для пользователей системы по проектированию интерфейсов мозг-компьютер, а также более полную документацию для разработчиков [23], что является большим плюсом для реализации дополнительного функционала системы. Еще одним большим плюсом OpenVibe является наличие графического дизайнера сценариев обработки данных, в котором каждый элемент системы, выполняющий одну из функций: сбор, фильтрация, обработка, классификация или визуализация сигналов мозга, — представлен прямоугольником в цепочке обработки (рис. 1).

В качестве входных и выходных данных обе системы могут использовать как потоки данных, передаваемых в реальном времени между устройствами, так и записанные данные, в распространенных форматах CSV (Comma-Separated Values), GDF (General Data Format), EDF (European Data Format) и др. Список поддерживаемых ЭЭГ усилителей достаточно большой в обоих комплексах.

Проект OpenVibe остается активно развивающимся и поддерживаемым в настоящее время. BCI2000 несколько последних лет не поддерживался, но в начале 2021 года проект вновь стал развиваться, вышла новая версия программного комплекса.

Программный комплекс OpenVibe имеет ряд достоинств, которые следует отметить:

- подробное руководство пользователя и документация для разработчиков;
- быстрая сборка проекта под более современные средства разработки (VisualStudio 2013 и более поздние версии);

- наличие графического пользовательского интерфейса для создания сценариев обработки сигнала;
- OpenVibe — развивающийся проект, и как следствие, обладает большим сообществом, которое помогает новым участникам.

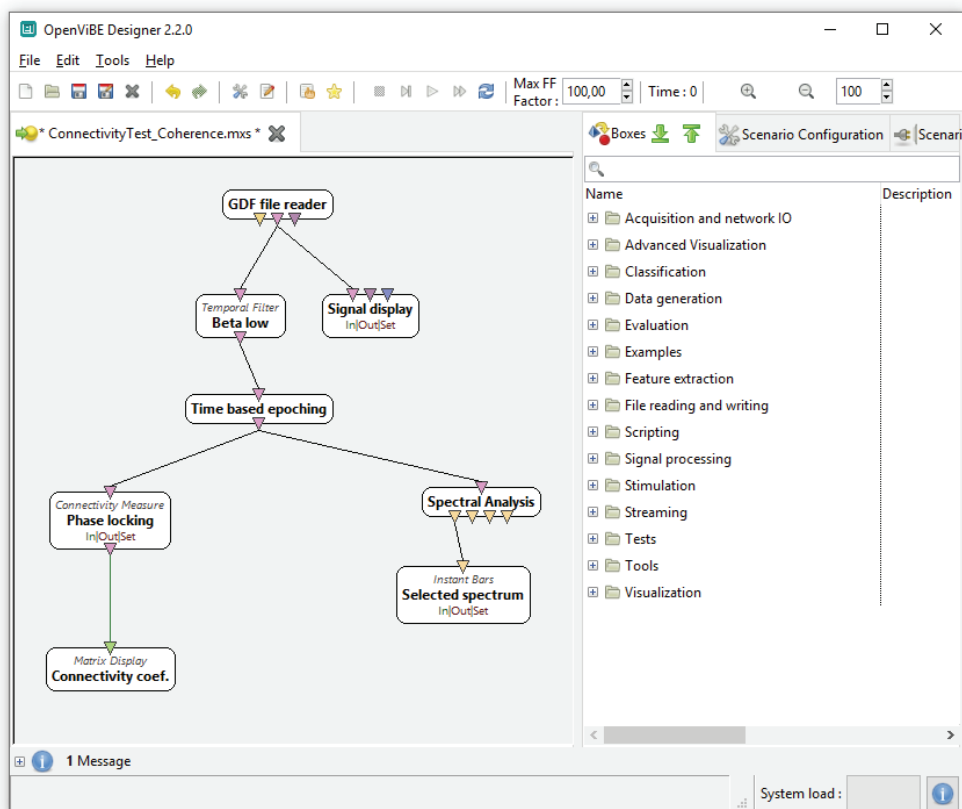


Рис. 1. Графический интерфейс дизайнера OpenVibe

Электроэнцефалограф-регистратор «Энцефалан-ЭЭГР-19/26» модификации мини

Электроэнцефалограф-регистратор «Энцефалан-ЭЭГР-19/26» модификации мини производится научно-производственной-конструкторской фирмой «Медиком МТД», г. Таганрог [21].

Данный 8-канальный электроэнцефалограф способен работать в телеметрическом или автономном «холтер ЭЭГ» режиме, позволя-

ет проводить кратковременные и длительные ЭЭГ-исследования для большинства задач, связанных с контролем и диагностикой состояния головного мозга, при различных нейрофизиологических исследованиях и в смежных областях медицины.

Основные функциональные возможности:

- 8 электроэнцефалографических отведений, 3 канала для регистрации ЭКГ, ФПГ и КГР;
- непрерывный контроль и регистрация подэлектродных сопротивлений и потенциалов;
- возможность обмена информацией с внешними системами в режиме реального времени.

На рис. 2 приведена структурная схема диагностического комплекса «Энцефалан-ЭЭГР-19/26» комплектации мини. В данной комплектации диагностический комплекс состоит из интерфейсного блока ИБ-4, который связан с персональным компьютером оператора (ПК) и автономным блоком пациента АБП-10. Интерфейсный блок ИБ-4 осуществляет взаимодействие АБП-10 и ПК через интерфейсы USB и Bluetooth.

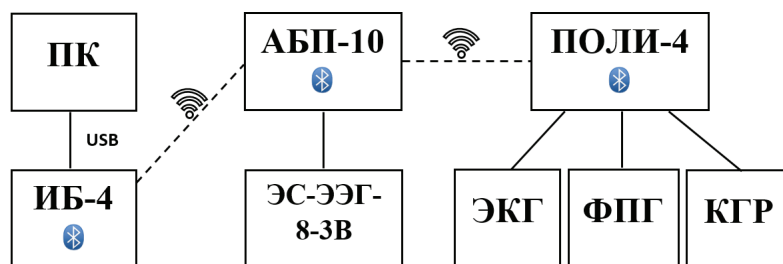


Рис. 2. Структура диагностического комплекса «Энцефалан-ЭЭГР-19/26» [21]

АБП-10 работает в телеметрическом режиме и позволяет осуществлять непрерывную передачу данных, регистрируемых с помощью электродной системы ЭС-ЭЭГ-8-3В. Устройство подключается к блоку ИБ-4 через интерфейс Bluetooth. Блок ИБ-4 связан с компьютером через USB. Блок ПОЛИ-4 является опциональным в системе и позволяет регистрировать один или несколько дополнительных сигналов: ЭКГ, ФПГ, КГР. Основные блоки электроэнцефалографа представлены на рис. 3.

В диагностическом комплексе «Энцефалан-ЭЭГР-19/26» модификации мини регистрация ЭЭГ осуществляется с помощью систе-

мы ЭС-ЭЭГ8-3В (рис. 4). Данная электродная система обеспечивает регистрацию 8 отведений ЭЭГ. Электродная система имеет 8 скальповых, 2 референтных и 1 нейтральный ЭЭГ-электрод.



Рис. 3. Блоки диагностического комплекса: ИБ-4, АБП-10 и ПОЛИ-4 [21]

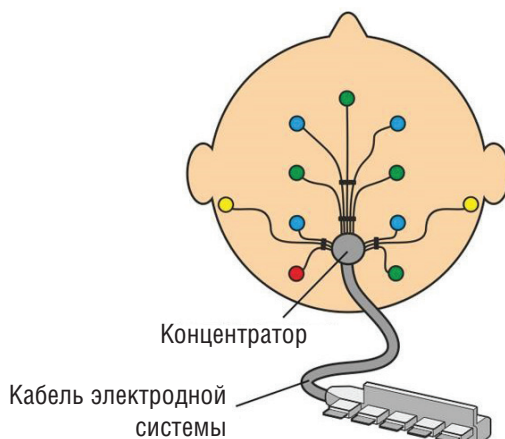


Рис. 4. Электродная система ЭС-ЭЭГ-8-3 [21]

Электроды системы фиксируются в люверсах эластичных шлемов. Проводники электродов собраны в общий кабель и имеют групповой разъем для соединения с блоком АБП-10. При подключении электродной системы к блоку АБП-10 остается доступен 1 полиграфический канал блока для датчиков с разъемом микро-8.

Регистрация ЭЭГ может осуществляться как в телеметрическом, так и в автономном режиме (запись на встроенную карту памяти блока пациента «холтер ЭЭГ»). В обоих случаях запись передается на компьютер с установленным программным обеспечением. Ниже приведены основные функциональные возможности программного обеспечения.

Общие настройки:

- графический пользовательский интерфейс (Ribbon), аналогичный пользовательскому интерфейсу MS Office (рис. 5);
- справочник конфигураций съема сигнала и монтажных схем, а также редактор монтажных схем и настройка референтов. Могут быть выбраны несколько вариантов готовых монтажных схем. Вид используемой монтажной схемы графически представляется на инструментальной панели (рис. 6);
- использование БД «Картотека» для хранения учетных данных врачей, пациентов и проведенных исследований, которая позволяет структурированно хранить базу исследований, осуществлять в этой базе поиск исследований по любым признакам, выполнять экспорт и импорт исследований для переноса их между рабочими станциями. Возможна работа «Картотеки» в сети на выделенном сервере.

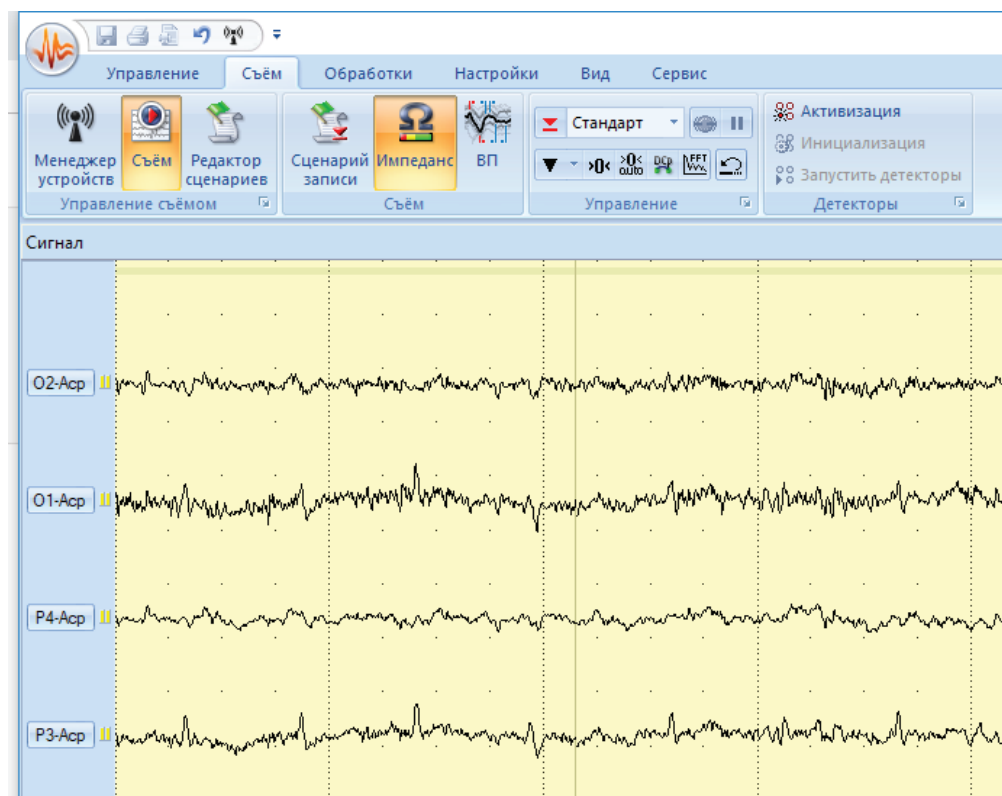


Рис. 5. Графический пользовательский интерфейс ПО «Энцефалан»

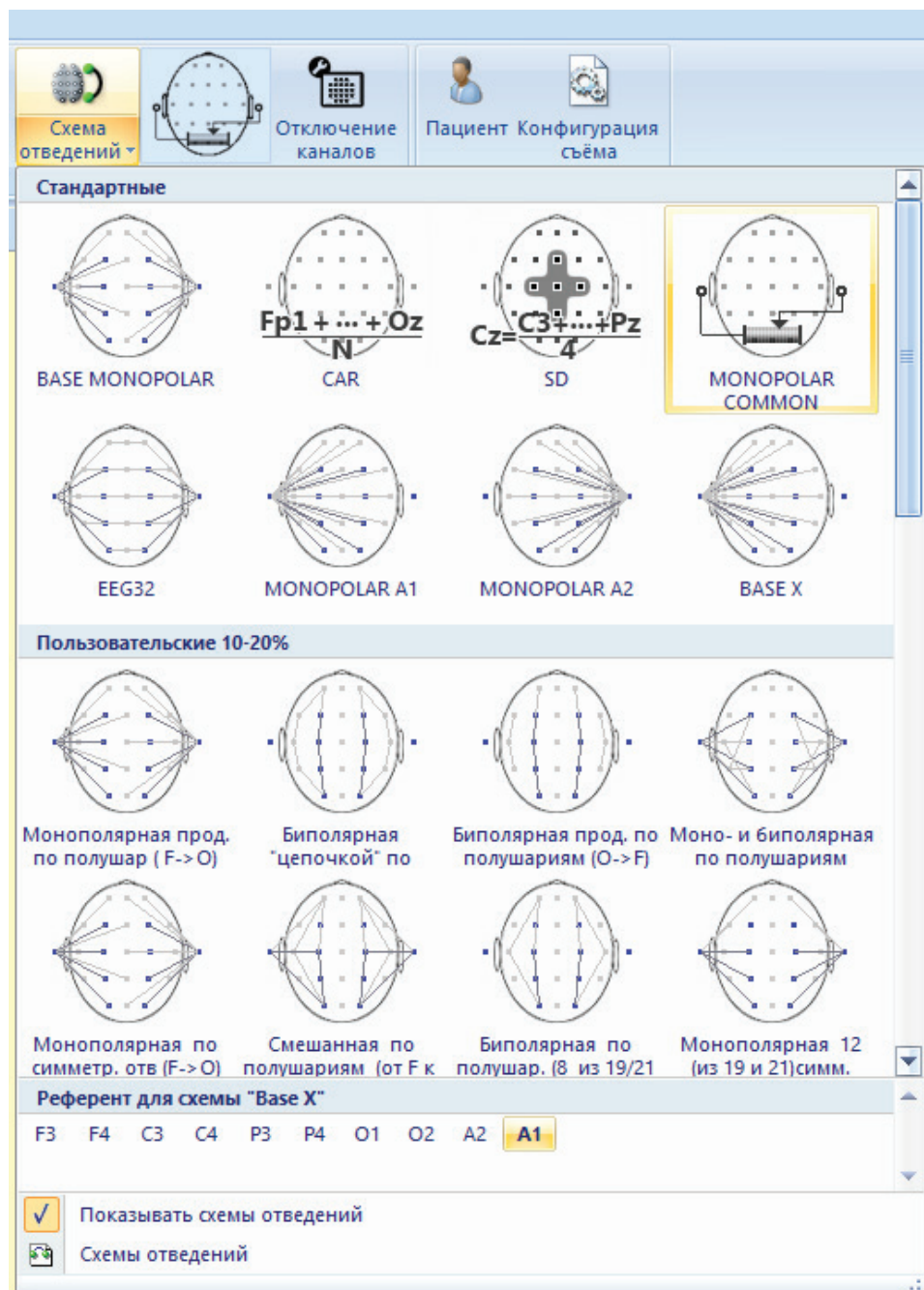


Рис. 6. Выбор схемы отведений в ПО «Энцефалан»

Регистрация ЭЭГ:

- программное обеспечение контроля подэлектродных импедансов и межэлектродных потенциалов как во время установки электродов, так и в процессе реального съема и при обработке записанных данных (рис. 7);
- ручное и автоматическое управление сценарием записи, возможность создания новых сценариев, содержащих различные виды стимуляции, аппаратные и неаппаратные пробы;
- установка типовых и настраиваемых пользователем маркеров в процессе съема от внешнего генератора сигнала.

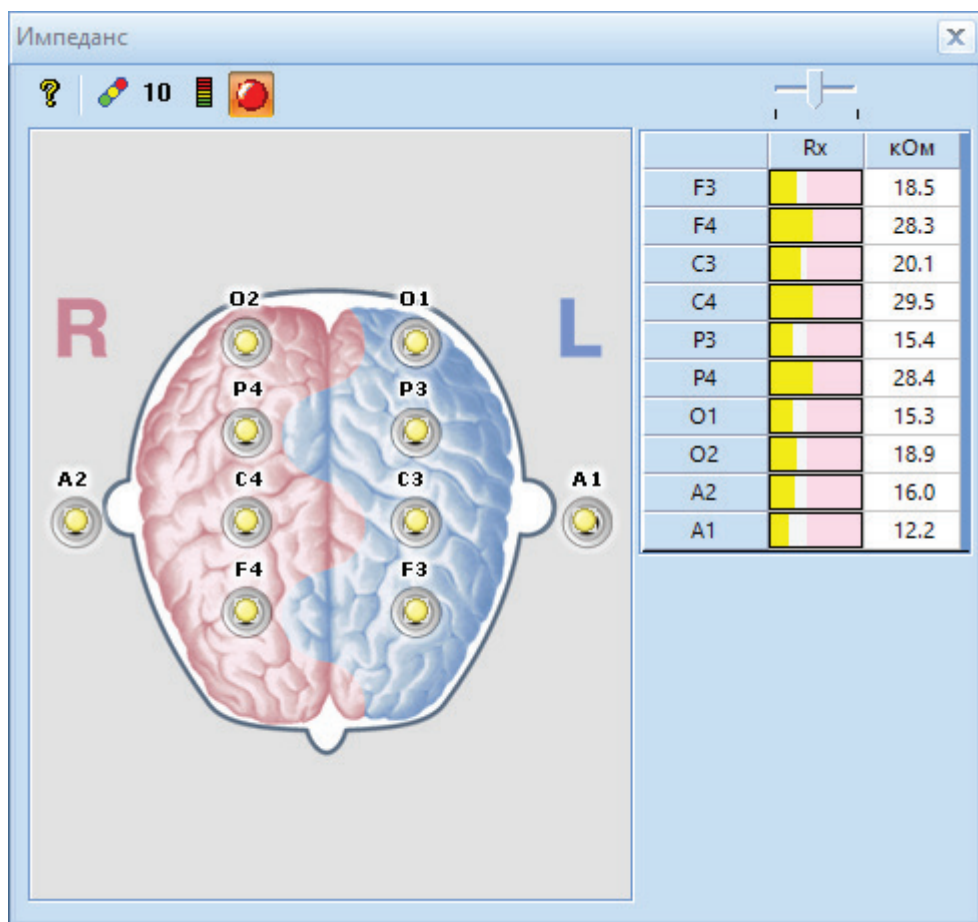


Рис. 7. Пример оценки контроля подэлектродных импедансов

Количественный анализ:

- подавление артефактов от ЭМГ, ЭКГ, ЭОГ;
- измерение размаха амплитуд на выделенном фрагменте ЭЭГ;
- временная развертка амплитудных карт (позволяет выявить истинную латерализацию патологической активности ЭЭГ);
- трехмерное топическое отображение спектральных характеристик ЭЭГ (позволяет увидеть фокус патологической активности в процессе записи ЭЭГ);
- спектральный анализ топического вида (позволяет уточнить локализацию очага патологической активности и получить его количественные характеристики);
- кросскорреляционный анализ ЭЭГ (позволяет количественно оценить степень сходства процессов во времени в различных областях мозга относительно выделенной зоны);
- когерентный анализ (позволяет оценить степень сходства процессов по частоте во всех зонах мозга относительно выделенной зоны);
- псевдотрехмерное представление динамики спектров;
- автоматический поиск эпилептиформной активности и нестандартных ЭЭГ фрагментов;
- автоматическое формирование отчетов, в том числе только по фрагментам без артефактов, с учетом заданных пользователем параметров.

Подробно рассмотрев функциональные возможности ПМО «Энцефалан», можно выделить ряд достоинств:

- большое количество методов выявления различных патологий;
- использование проверенных методов обработки данных;
- формирование отчетов по обработанным данным.

Однако наряду с плюсами ПМО «Энцефалан» существует и ряд ограничений в исследовательских задачах:

- отсутствует возможность обрабатывать сигналы в режиме реального времени;
- нет возможности гибкой настройки методов обработки сигналов и построения собственных цепочек обработки;
- нет возможности передавать результаты обработки данных для дальнейшей работы с ними.

Таким образом, программное обеспечение «Энцефалан» нацелено на практическое применение в клинических целях, но имеет ограни-

чения для использования в ряде исследовательских задач. В целях снятия этих ограничений ПО «Энцефалан» имеет возможность передачи необработанных данных ЭЭГ для дальнейшей обработки. По причине ограничения применения программного обеспечения в исследовательских целях и благодаря возможности получения необработанных данных ЭЭГ необходимо реализовать функционал обработки в стороннем программном обеспечении.

Рекомендации для выполнения работы

Программно-методическое обеспечение «Энцефалан» предоставляет возможность получать необработанные сигналы ЭЭГ в режиме реального времени. Сырые данные предоставляются по сетевому протоколу TCP/IP. Для разработки драйвера компанией «Медиком МТД» был предоставлен пример реализации обмена данными с ПМО «Энцефалан» и SDK, с помощью которого был реализован драйвер в среде OpenViBE.

Для того чтобы установить соединение и иметь возможность получить данные, необходимо соответствующим образом настроить ПМО «Энцефалан» (зайти во вкладку «Обработки», запустить «Доступ к данным» и настроить IP-адрес и Port, введя их в соответствующие поля, рис. 8).

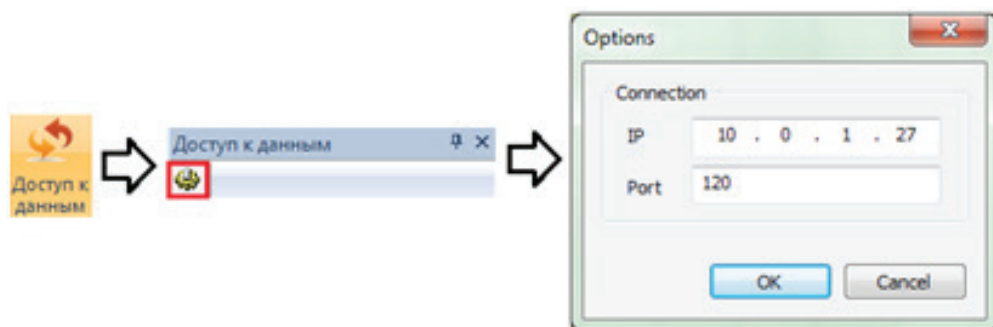


Рис. 8. Порядок настройки ПМО «Энцефалан» для получения доступа к данным

Настройки IP-адреса и порта в дальнейшем будут использованы при подключении к ПМО «Энцефалан», единовременное число под-

ключений не более одного, при подключении нового клиента связь с предыдущим будет разорвана.

Описание протоколов обмена данными

ПМО «Энцефалан» способно передавать внешней системе физиологические сигналы, регистрируемые в рамках основного программного обеспечения. Данные могут передаваться с разной частотой дискретизации (для модификации мини 250 Гц).

Для обмена данными необходимо установить сокетное соединение с ПМО «Энцефалан» и отправить запрос на получение информации. После отправки запроса сервер выдает информацию о пациенте, исследовании и режиме источника данных «Энцефалан», а затем, в случае если установлен режим съема в реальном времени или воспроизведение, ПМО «Энцефалан» начинает передавать пакеты с данными сигналов.

Вид пакета:

- первые 4 байта — размер данных, которые необходимо считать;
- последующие 4 байта — соответствующий идентификатор равный 0x0001 для получения только ЭЭГ данных, 0x000C для получения данных по всем доступным каналам.

Алгоритм принятия и распаковки данных:

- считывается пакет данных размером 4 байта, в которых хранится размер посылаемых данных (посылки);
- считывается заранее определенное количество байт посылки;
- обрабатываются первых 4 байта, в которых хранится идентификатор посылки (пакета);
- в зависимости от полученного идентификатора происходит соответствующая обработка посылки.

Используемые типы данных:

- `DWORD` — 4-байтовое целое беззнаковое;
- `Int` — 4-байтовое целое знаковое;
- `Short` — 2-байтовое целое знаковое;
- `Char` — 1-байтовый символ;
- `Double` — 8-байтовое число с плавающей точкой;
- `String` — представляем как *<int количество символов> <char [] символы строки без завершающего 0>*.

Драйвер в инфраструктуре комплекса OpenViBE

Драйвер в OpenViBE — это отдельный объект, который взаимодействует с периферийным устройством сбора данных и форматирует полученные показатели и информацию так, как это понимает сервер сбора данных. Как только сервер сбора данных получает информацию, он может отправлять их одному или нескольким подключенным клиентам.

Тип соединения между оборудованием и драйвером не имеет большого значения для сервера сбора данных. Некоторые производители оборудования предоставляют API, чтобы драйвер имел прямой доступ к периферийному устройству через физическое соединение (например, USB, последовательный порт и т. д.). Некоторые из них предоставляют собственный сервер сбора данных, который позволяет подключаться через TCP/IP для потоковой передачи измерений в режиме реального времени. Что бы ни предоставлял ваш производитель оборудования, драйвер OpenViBE отвечает за сбор необходимой информации и данных с устройства и форматирует их в соответствии с форматом OpenViBE.

Существуют два основных подхода к реализации нового драйвера. Один из них — взять существующий драйвер (например, Generic Oscillator или какой-либо драйвер для реального устройства) и изменить его код в соответствии с вашими целями. Альтернатива — начать с «пустого» драйвера. Для этого существует инструмент разработчика под названием Skeleton-generator, генерирующий пустые файлы шаблонов, которые можно заполнить в соответствии со своими потребностями.

Новый драйвер сначала должен объявить свое имя на сервере сбора данных, которое будет использоваться в графическом интерфейсе сервера сбора данных для простой идентификации оборудования, с которым работает пользователь, поэтому необходимо дать точное имя драйверу, используя, например, имя производителя оборудования и название модели оборудования.

Драйвер по существу имеет дело с двумя видами данных: заголовков и буфер.

Заголовок — это часть данных, которая не изменяется со временем. Он содержит несколько идентификаторов о проводимом эксперименте, информацию о получаемых каналах и т. д.

Буфер — это часть данных, которая меняется со временем. Он содержит отсчеты для каждого канала в данный период времени и зависит от количества отсчетов на отправляемый пакет. Данное значение передается драйверу на этапе инициализации.

Три наиболее важных этапа функционирования драйвера:

- конфигурация;
- инициализация (деинициализация);
- получение данных.

Этап конфигурации может использоваться драйвером для запроса информации заголовка от пользователя, то есть информации, которая не будет доступна с аппаратного обеспечения. В зависимости от аппаратного обеспечения вся информация для заголовка может быть найдена в потоковых данных, что приводит к неконфигурируемому драйверу (если такое возможно, то это может быть проще для пользователя сервера сбора данных). Например, драйвер с физическим подключением может не указывать возраст или пол субъекта. Такой драйвер будет нуждаться в фазе конфигурации, если такая информация должна быть предоставлена устройством.

На этапе инициализации драйвер запрашивает состояние готовности у оборудования. После инициализации драйвера (это означает, что возвращается *OpenViBEAcquisitionServer::Idriver::initialize*) он должен иметь полный заголовок, готовый для отправки на сервер сбора данных. Цикл драйвера *OpenViBEAcquisitionServer::Idriver::loop* регулярно вызывается, чтобы драйвер мог поддерживать соединение с устройством в реальном времени, отбрасывая при необходимости некоторые данные.

Этап сбора данных происходит после вызова *OpenViBEAcquisitionServer::Idriver::start*. На этом этапе драйвер регулярно запрашивается для предоставления новых данных в функции *OpenViBEAcquisitionServer::Idriver::loop*. Вся описанная выше схема функционирования драйвера схематично изображена на рис. 9.

Реализация драйвера заключается в создании двух объектов:

- *OpenViBEAcquisitionServer::Idriver*;
- *OpenViBEAcquisitionServer::CConfiguration*.

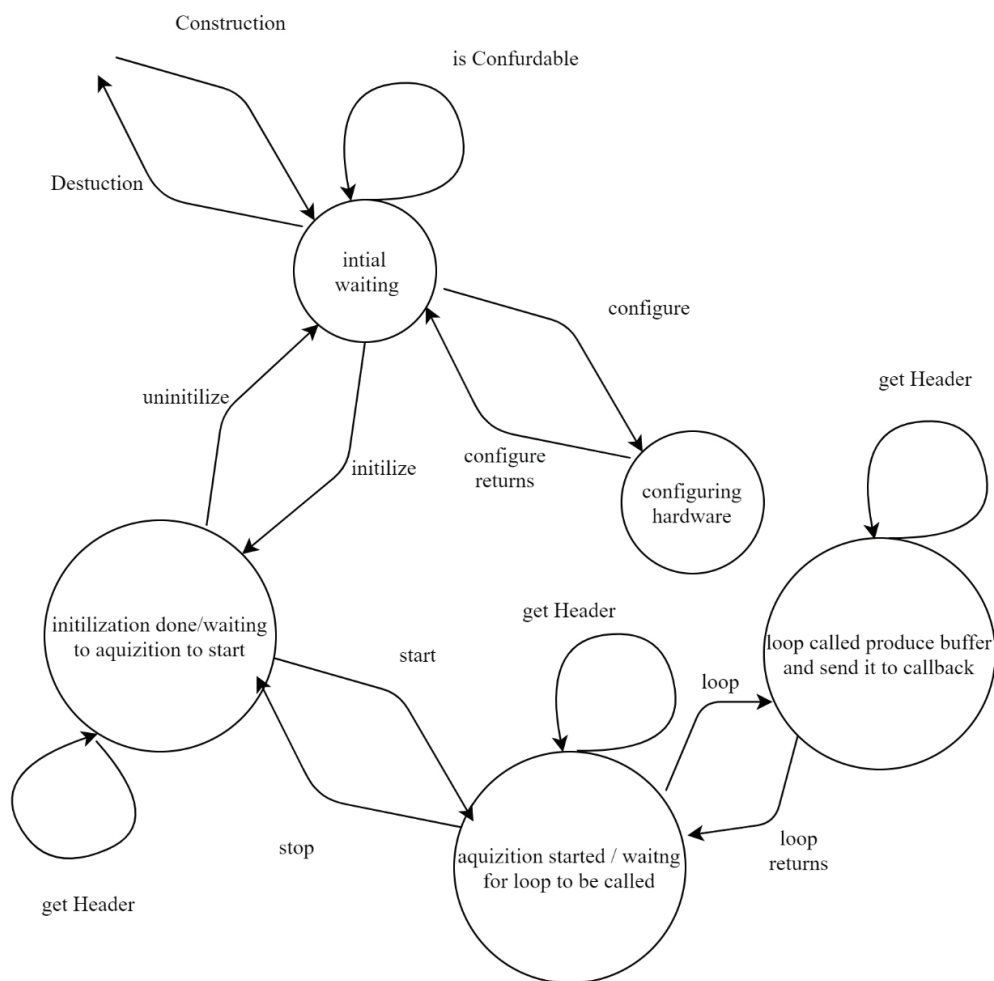


Рис. 9. Схематическое представление автомата для драйвера [15]

Интеграция драйвера с OpenViBE

Для возможности интеграции драйвера с комплексом OpenViBE до этапа реализации потребуется ознакомиться с правилами оформления кода в проекте.

Весь исходный код OpenViBE выпущен для общественности под лицензией AGPL-3. Однако разные правила регулируют включение кода в разные репозитории проекта (проект состоит из четырех репозитиев). Данные правила необходимы для обеспечения соответствия

ядра OpenViBE стандарту «Программное обеспечение для медицинских устройств IEC 62304: 2006».

OpenViBE является бесплатным, а исходный код находится в свободном доступе. Тем не менее существуют требования в отношении кода и патчей для программного обеспечения. Во всех случаях должны соблюдаться соглашения кода OpenViBE [15]. Кроме того, для различных репозиторий кода различаются правила вклада:

- **meta**-вклад требует передачи авторских прав INRIA (фр. Institut national de recherche en informatique et en automatique, государственный институт исследований в информатике и автоматике);
- **sdk** и **designer**-вклад требует передачи авторских прав в INRIA и строгий процесс обеспечения качества;
- **extras**-вклад требует передачи авторских прав в INRIA, исключением является папка репозитория *extras/contrib/*, в которую можно свободно вносить вклады, без передачи авторских прав.

Для репозитория *extras* вклады могут быть свободно отправлены в папку *contrib/* дистрибутива OpenViBE. Авторы сохраняют за собой право на свою работу. Вклад должен иметь совместимую лицензию AGPL3. Драйверы для электроэнцефалографов могут быть приняты в этой категории. Для кода, предназначенного для любой другой папки в *extras*, участник должен передать права на произведение INRIA.

Для кода, касающегося репозиторий *sdk* и *designer*, должен соблюдаться строгий процесс обеспечения качества. Например, модификация ядра относится к этому классу.

Во всех случаях вкладчик будет считаться моральным автором представленной работы и будет отмечен в ней в примечаниях к выпуску, веб-документации и в других местах, которые могут применяться (например, в исходном коде для добавленных модулей).

Практическое значение между вкладом с сохранением авторских прав и вкладом с передачей авторских прав заключается в том, что если предоставлена передача авторских прав, то INRIA может получить двойную лицензию на вклад, который будет включен в сторонние дочерние продукты OpenViBE с закрытым исходным кодом. На данный момент к ним относятся решения для лечения NeuroRT Studio и ADHD от Mensia Technologies. Материалы в *contrib/* не имеют двойной лицензии и, следовательно, не могут использоваться в производных продуктах с закрытым исходным кодом. Таким образом, участники, такие как

производители оборудования, могут рассмотреть возможность передачи авторских прав на драйверы, чтобы получить максимальный охват пользователей для своего устройства.

Интеграция вкладов осуществляется на разных уровнях.

- старшие разработчики основной команды имеют полный доступ к хранилищу (они могут изменить любой файл);
- младшие разработчики основной команды имеют доступ к работе над своими ветками в хранилище (интеграция в основную ветку решается со старшими разработчиками);
- участники сообщества обычно имеют доступ только для чтения к хранилищу (участники могут выпускать исправления и разрабатывать пользовательские функции локально и отправлять их по электронной почте основной команде в качестве кандидатов для включения).

Интерфейс разработки драйвера

Драйвер является частью сервера сбора данных в программном комплексе OpenViBE и доступен для выбора в графическом интерфейсе наряду с драйверами для других электроэнцефалографов (рис. 10).

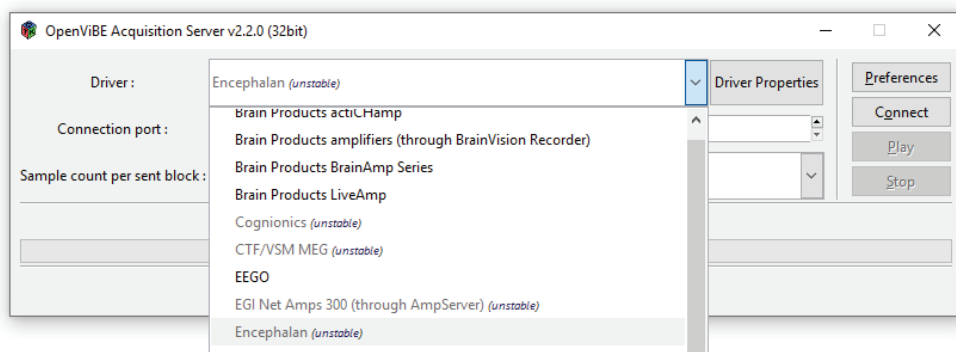


Рис. 10. Интерфейс сервера сбора данных OpenViBE

Разработанный драйвер является конфигурируемым, то есть при нажатии на кнопку Driver Properties открывается окно настроек драйвера (рис. 11).

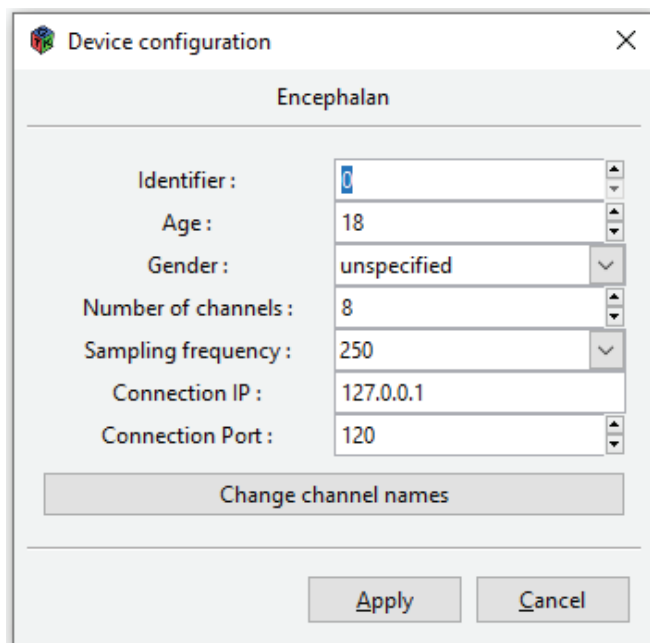


Рис. 11. Окно настроек драйвера

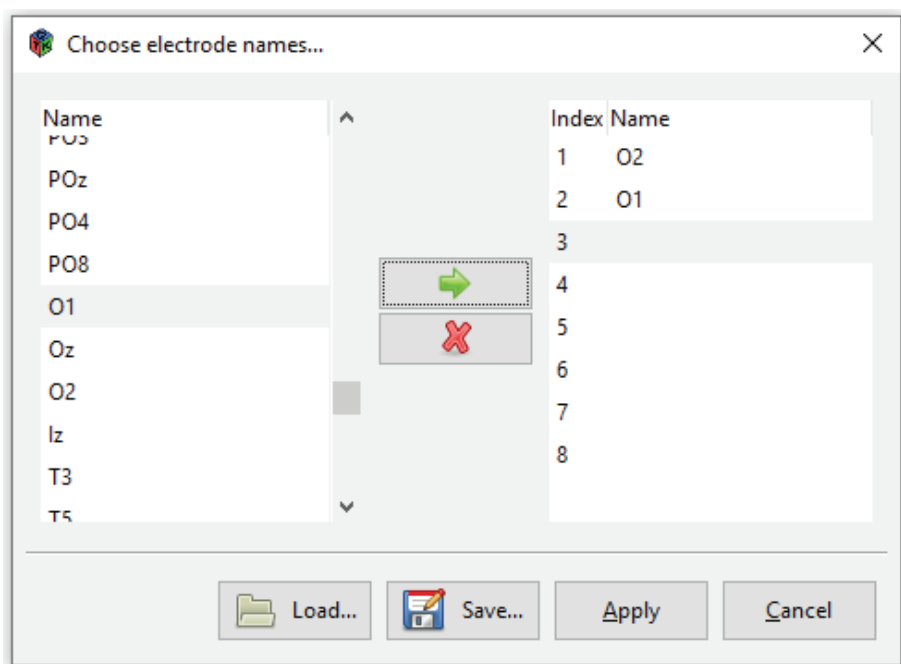


Рис. 12. Установка символьных обозначений для каналов в сигнале

В настройках драйвера можно установить идентификатор, возраст и пол испытуемого, а также необходимо задать число каналов в сигнале, частоту дискретизации (в текущей реализации доступно значение только 250 Гц, что соответствует частоте сигнала в модификации мини) и адрес сервера «Энцефалан» (IP и Port) [16].

Дополнительно для каналов можно установить символьные обозначения. Для этого необходимо нажать кнопку *Change channel names* и в открывшемся окне (рис. 12) установить соответствующие номерам каналов символьные обозначения.

Задание

.....

Результаты исследований проанализируйте и внесите в отчет о лабораторной работе.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА 5.

Обработка данных проекта BCI2000 в EEGLAB

.....

ЕЕGLAB — это набор инструментов Matlab для обработки непрерывных и связанных с событиями данных ЭЭГ, МЭГ и других электрофизиологических данных, включая анализ независимых компонентов (ICA), временной и частотный анализ, поиск и исключение артефактов, а также статическая обработка данных, визуализация данных [24].

EEGLAB доступен под Linux, Unix, Windows и Mac OS X. Страница проекта <https://sccn.ucsd.edu/eeglab/index.php>.

Краткие теоретические сведения

.....

EEGLAB предоставляет интерактивный графический пользовательский интерфейс, позволяющий пользователям гибко и интерактивно обрабатывать данные ЭЭГ, в том числе с высокой плотностью расположения датчиков, и другие динамические данные мозга с помощью независимого компонентного анализа (ICA) и частотно-временного анализа, а также методов усреднения сигнала. EEGLAB также включает в себя методические материалы, а также функцию истории команд, которая упрощает пользователям переход от исследования данных на основе графического интерфейса пользователя к созданию и запуску сценариев пакетного или пользовательского анализа данных. EEGLAB предлагает множество методов для визуализации и моделирования динамики мозга, связанной с событиями как на уровне отдельных наборов данных EEGLAB, так и на уровне объединенных наборов данных (исследовательский набор EEGLAB).

Для опытных пользователей Matlab EEGLAB предлагает среду программирования для хранения, доступа, измерения, управления и визуализации данных ЭЭГ, связанных с событиями. Для творческих

программистов-исследователей и разработчиков методов EEGLAB предлагает расширяемую платформу с открытым исходным кодом, с помощью которой они могут делиться новыми методами с мировым исследовательским сообществом, публикуя дополнительные функции EEGLAB, которые автоматически появляются в меню EEGLAB пользователей, которые их загружают в виде плагинов.

Примером такого плагина является импорт данных из файлов проекта BCI2000 [25]. *EEGLabImport* позволяет импортировать данные, включая записанный сигнал и маркеры событий, в формате данных BCI2000. Данные нескольких стадий эксперимента можно объединять и импортировать одновременно, что значительно расширяет и упрощает анализ наборов данных на основе ЭЭГ и ЭКоГ.

Рекомендации для выполнения работы

Подготовка к проведению лабораторной работы

Установите Matlab и BCI2000. Скачайте EEGLAB по ссылке <https://sccn.ucsd.edu/eeglab/download.php>, распакуйте архив в папку по вашему выбору, запустите Matlab, измените путь в Matlab на выбранную папку и наберите *eeglab* в командной строке Matlab.

В командной строке Matlab добавьте путь к папке проекта BCI2000 *tools\mex*, например: `addpath('C:\BCI2000\BCI2000 3.6.R6143\BCI2000.x64.core\tools\mex', '-end')`.

Скопируйте содержимое папки *BCI2000/tools/EEGLabImport* в папку плагинов *EEGLab eeglab/plugins*. При старте EEGLAB автоматически подключит плагин (рис. 1).

Обработка данных в EEGLab

С использованием пункта меню *From BCI2000 DAT. file* выберите для загрузки файл *TestData.dat*, который расположен в папке *EEGLabImport\example*. Выберите следующие события для импорта:

- *TargetCode* — содержит код, который показывается испытуемому на каждом испытании. В нашем случае два значения —

1 и 2. EEGLAB хранит каждое изменение в *TargetCode* как единичное событие с типом *TargetCode*;

- *ResultCode* — связано с *TargetCode*, но дополнительно содержит информацию о том, как испытуемый выполнил задание. Если испытуемый переместил курсор в корректную позицию, то *ResultCode* = *TargetCode*, иначе — отличное от *TargetCode* значение;
- *IntertrialInterval* — содержит промежуток времени между испытаниями;
- *Feedback*.

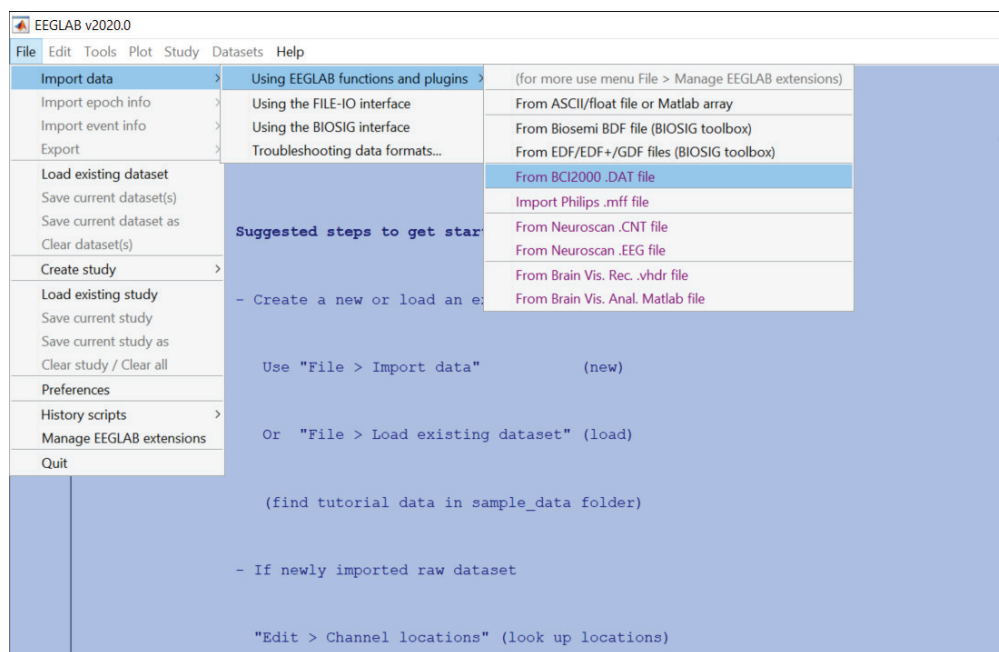


Рис. 1. Снимок экрана EEGLab

Следующим этапом загрузите файл с описанием расположения электродов на голове *Cap17.locs*, пункт меню *DataSet info* (рис. 2) и убедитесь, что данные о физическом расположении электродов загрузились. Выберите пункт меню *Plot-Channel locations*.

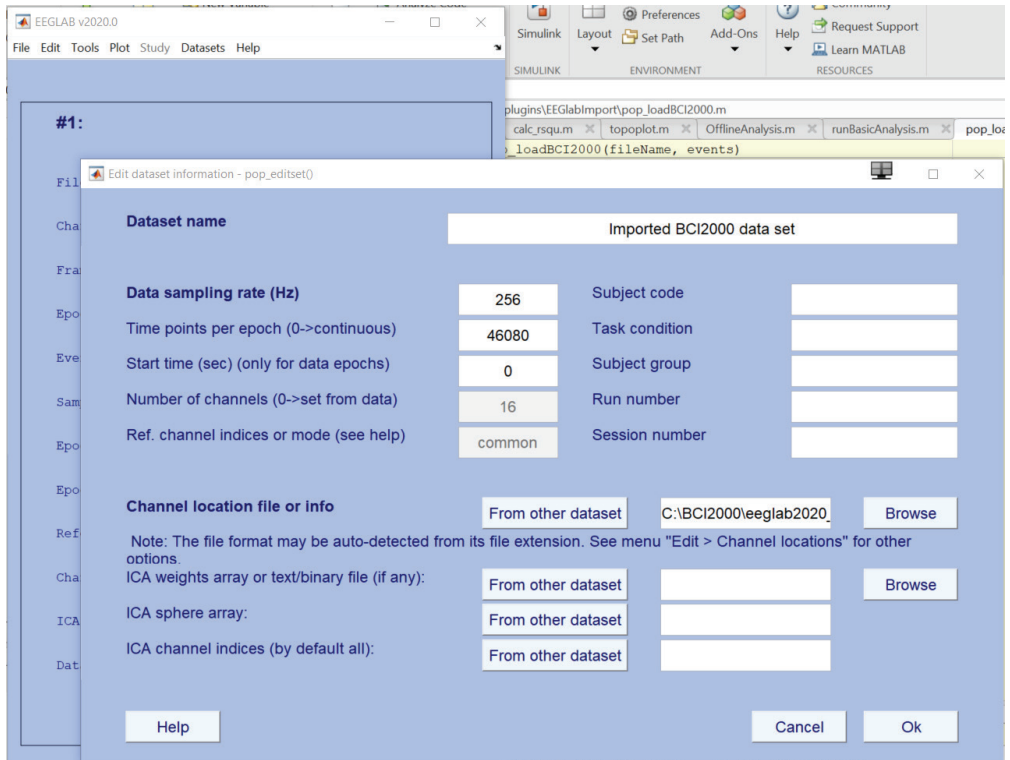


Рис. 2. Загрузка данных о расположении электродов

Разбивка на эпохи

Следующим шагом является разбиение набора данных на эпохи на основе одного или нескольких импортированных событий. Задачу BCI можно обозначить разными способами, но здесь она будет выполняться с использованием *TargetCode* в качестве маркера события. Для начала в EEGLAB зайдите в *Tools* -> *Extract epochs* (рис. 3). В данном окне нужно установить несколько важных значений.

Первое и самое важное значение — это *Time-locking event(s)*, которое используется для создания эпох. В этом примере мы используем событие *TargetCode*.

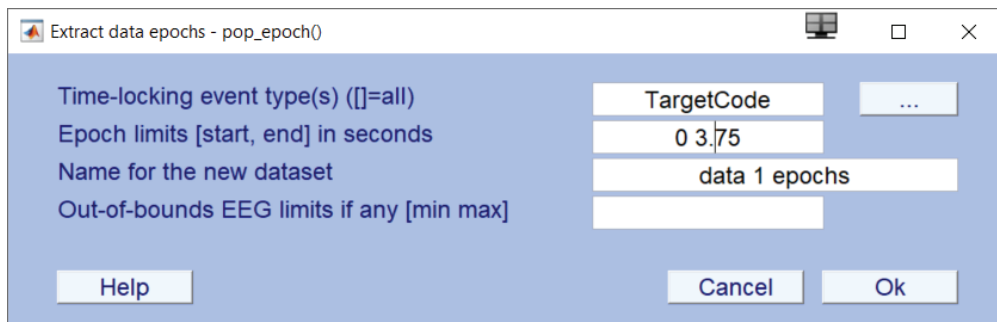


Рис. 3. Снимок экрана разбиения на эпохи

Следующее значение, которое нужно установить, — это *Epoch limits*. Параметр определяет временные диапазоны, которые необходимо соблюдать до и после каждого события. Данные значения будут отличаться в зависимости от того, как был настроен эксперимент, в зависимости от паузы между испытаниями и продолжительности каждого испытания. В тестовом наборе данных использовалась пауза 1,25 с, а каждое испытание длилось 2,5 с. Следовательно, будет использоваться временной диапазон от 0 до 3,75 с (1,25 с + 2,5 с); время от 0 до 1,25 с будет позже указано как базовый диапазон.

Укажем имя нового набора данных *data 1 epochs*.

Извлечение наборов данных для значений *TargetCode*

В задаче управления курсором ВСИ есть несколько условий, которые можно наблюдать в зависимости от значения *TargetCode*. Ранее был создан набор данных на основе всех значений *TargetCode*, хотя на самом деле мы хотим анализировать различные условия. Это легко сделать в EEGLAB, перейдя в меню *Edit-> Select Epochs or Events* (рис. 4).

Указываем значения для двух полей — *type* и *position*. В поле *type* нужно указать событие, которое хотите выбрать, то есть *TargetCode* (введите его в поле типа). *Position* — это значение *TargetCode*, которое хотите сохранить. Создадим наборы данных для обоих *TargetCodes*, используемых в задаче ВСИ, 1 и 2. Для этого шага введите 1 в поле позиции и нажмите *OK* (рис. 4). Программа попросит подтвердить удаление некоторых эпох, что совпадает с нашим желанием, поэтому нажмите *OK*. Затем появляется новое окно с запросом имени набора данных —

введите *data1 epoch T1*, так как *TargetCode* со значением 1 был сохранен. Это создает еще один новый набор данных с индексом 3.

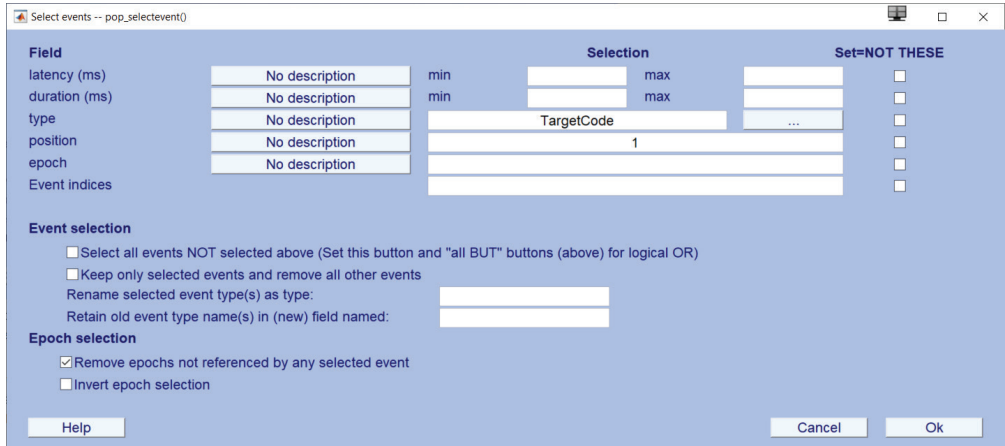


Рис. 4. Извлечение данных на основании значений *TargetCode*

Затем выберите исходный набор данных *data 1 epochs* в меню *Datasets*. Теперь повторите вышеуказанные шаги, перейдя в *Edit->Select Epochs or Events*, и введите *TargetCode* для типа и 2 для позиции. Нажмите *OK*, подтвердите удаление других эпох и дайте набору данных имя *data1 epochs T2*. Теперь у нас есть отдельные наборы данных для каждого условия, которые можно анализировать отдельно или сравнивать друг с другом.

Анализ данных

Рассмотрим некоторые возможности EEGLab по работе с наборами данных, которые мы создали.

Спектры каналов и карты

Одна из самых простых функций для использования в EEGLab и одна из самых полезных для исследований BCI — анализ спектрального содержания данных в различных условиях. Чтобы посмотреть спектры каналов для каждого условия, начните с выбора набора дан-

ных для *TargetCode1* (*Datasets*-> *Dataset3...*). Перейдите в *Plot*-> *Channel Spectra and Maps* (рис. 5).

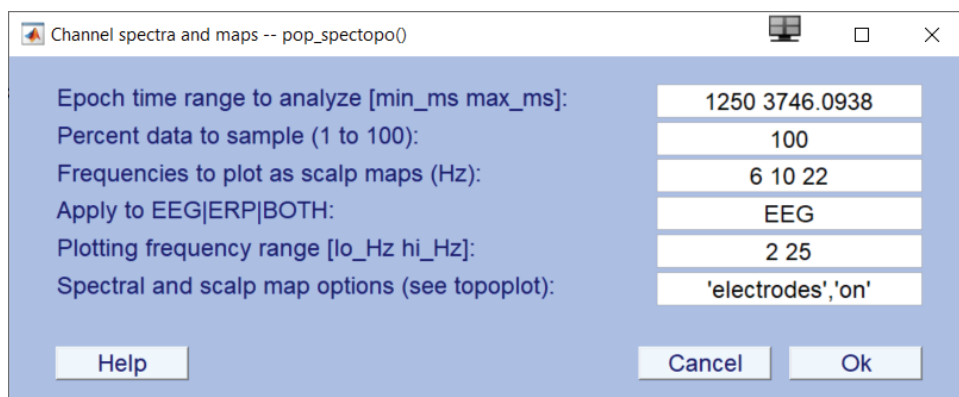


Рис. 5. Окно спектрального анализа

В результате будут получены графики спектральной плотности и карта ее распределения по 2D-карте головы (рис. 6).

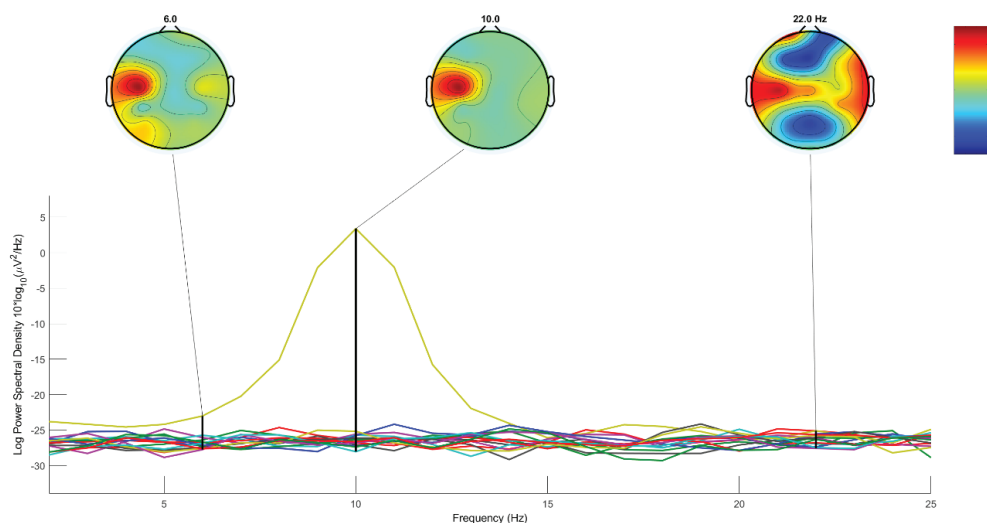


Рис. 6. Спектральные плотности и карты распределения

Для построения карты распределения спектральной плотности на голове используется функция *Matlab topoplot ()*. Для просмотра справки введите в командной строке *Matlab help topoplot*. Обратите внимание, что по умолчанию карта для каждой частоты строится

на основании диапазона значений для данной частоты. Это значит, что цветовая интенсивность не сопоставима для разных частот. Такое поведение определяется параметром *'maplimits'*. По умолчанию его значение *'absmax'*, что означает построение диапазона для масштабирования карты цвета $[-absmax + absmax]$, где *absmax* — максимум абсолютного значения для датчика. Зеленый цвет в этом случае соответствует 0.

Если мы хотим сделать карты для разных частот сопоставимыми, то нужно для параметра *'maplimits'* указать нужный нам диапазон для масштабирования цвета. В нашем случае можно поступить следующим образом. Кликните по карте для частоты 10. В отдельном окне откроется карта для выбранной частоты. В этом окне кликните по *Insert Colorbar* и появится шкала кодирования цветом значений на карте для диапазона $[-30\ 30]$ (рис. 7).

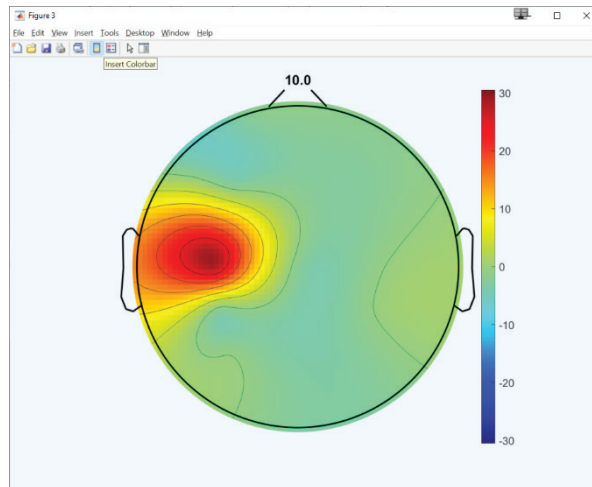


Рис. 7. Работа с colorbar

Воспользуемся *Plot->Channel Spectra and Maps*, но при этом в параметрах *Spectral and map options* укажем значения для *topoplot*: *'electrodes'*, *'numbers'*, *'maplimits'*, $[-30\ 30]$. Опция дополнительно выведет номера электродов, которые нам пригодятся для анализа ERP. В этом случае для всех трех частот будет сопоставимое цветовое кодирование значений на карте рис. 8.

Получите графики для набора данных T2, сравните с графиками для набора данных T1.

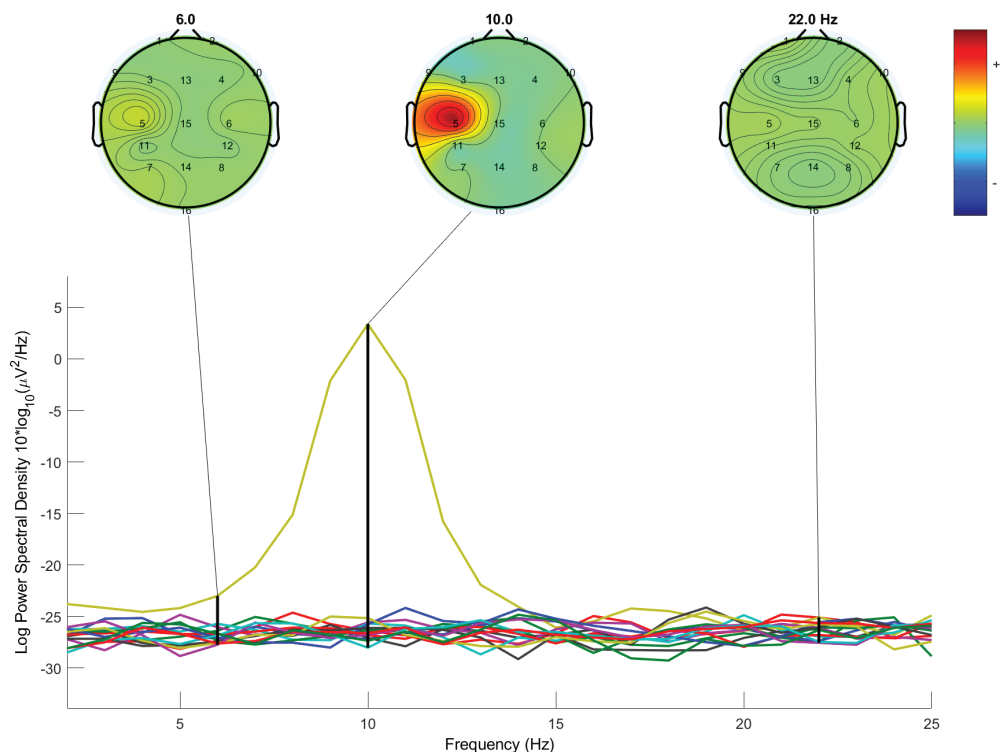


Рис. 8. Спектральные плотности и карты распределения с сопоставимым цветовым кодированием карт

Использование связанных с событиями мозговых потенциалов (ERP)

EEGLAB включает мощные инструменты анализа связанных с событиями мозговых потенциалов. В предыдущих разделах мы работали с усредненными по всем повторным замерам данным для выбранного события. Такое усреднение не позволяет нам рассматривать специфику отдельных повторений. В этой части лабораторной работы мы кратко покажем, как использовать EEGLAB для создания двухмерных графиков ERP-изображений из наборов отдельных испытаний, отсортированных по любой из многих возможных релевантных переменных. На графиках ERP-изображений эпохи данных ЭЭГ (испытания) сначала сортируются по некоторому релевантному измерению (например, по времени реакции субъекта, уровням тета-мощности внутри исследования, среднему напряжению в заданном окне задержки,

альфа-фазе в начале стимула и т. д.), затем (необязательно) сглаживается по соседним испытаниям и, наконец, кодируется цветом и визуализируется как двухмерное прямоугольное цветное (или монохромное) изображение [26].

Выберите набор данных *Dataset 3* (*TargetCode = 1*) и перейдите в пункт меню *Plot->Channel ERP Image*. На экране появится форма (рис. 9).

Рис. 9. Окно параметров *Channel ERP Image*

Введите 5 в поле *channel*, 1 для *smoothing*, 1 для *downsampling* и диапазон времени по умолчанию (от 0 до 3746). Убедитесь, что справа от этих полей, установлены флажки в полях *Plot ERP* и *Plot Colorbar*. Затем перейдите к параметрам *inter-trial coherence options* и в поле *frequency* введите 10; для уровня значимости введите 0,01 и справа установите флажок в поле *Image Amps*. Наконец, внизу введите 040 для поля *Plot Spectrum* и 1250 для поля *Mark Times*. Нажмите *OK*, и появится рисунок, аналогичный рис. 10.

Задание

.....

Проведите аналогичный анализ для *TargetCode = 2* и сравните результаты.

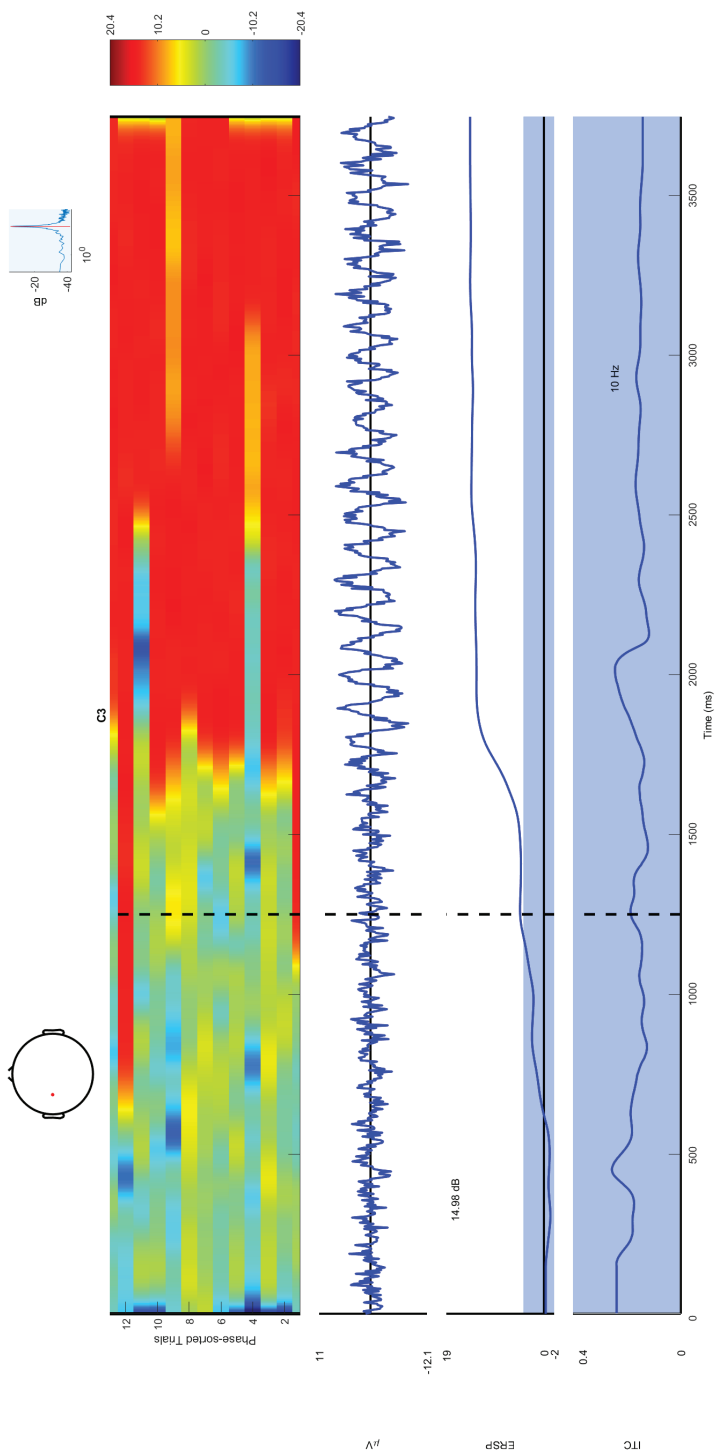


Рис. 10. Диаграмма анализа ERP

Список библиографических ссылок

1. Patrick E. Intelligent User Interfaces: Introduction and Survey. — URL: <http://www.kbs.twi.tudelft.nl/docs/report/DKS03-01.pdf> (дата обращения: 10.06.2021).
2. Devyatkov V. and Alfimtsev A. Human-computer interaction in games using computer vision techniques // Image Processing: Concepts, Methodologies, Tools, and Applications. — 2013. — Vol. 3-3. — P. 1210–1231.
3. Devyatkov V. Multimodal interfaces: Capture, tracking and recognition // BI-OSIGNALS 2013 — Proceedings of the International Conference on Bio-Inspired Systems and Signal Processing. — 2013. — P. 13–25.
4. Developing multimodal intelligent affective interfaces for tele-home health care / C. Lisetti, F. Nasoz, C. LeRouge [et al.] // International Journal of Human-Computer Studies. Jul. 2003. — Vol. 59, № 1. — P. 245–255, doi: 10.1016/S1071-5819 (03)00051-X.
5. Syskov A. M., Borisov V. I. and Kublanov V. S. Intelligent multimodal user interface for telemedicine application // 2017 25th Telecommunication Forum (^{TEL}FOR). — 2017. — № V. — P. 1–4, doi: 10.1109/^{TEL}FOR.2017.8249439.
6. Mobile brain-computer interface application for mental status evaluation / V. Borisov, A. Syskov, V. Tetervak and V. Kublanov // 2017 International Multi-Conference on Engineering, Computer and Information Sciences (SIBIRCON). — Sep. 2017. — P. 550–555, doi: 10.1109/SIBIRCON.2017.8109952.
7. Graimann B., Allison B. and Pfurtscheller G. Brain-Computer Interfaces: A Gentle Introduction // Brain-Computer Interfaces: Revolutionizing Human-Computer Interaction. — Berlin, Heidelberg: Springer, 2010. — P. 1–27.
8. Механизмы деятельности мозга человека. Нейрофизиология человека / под ред. Н. П. Бехтеревой. — Л.: Наука, 1988. — 677 с.

9. Information Analysis of Radio Brightness Temperature Fluctuations in Brain Tissues / A. M. Syskov, V. I. Borisov, V. B. Parashin and V. S. Kublanov // *Biomedical Engineering*. 2012. — Vol. 46, № 3. — P. 100–103, doi: 10.1007/s10527-012-9277-6.
10. Кропотов Д. Ю. Количественная ЭЭГ, когнитивные вызванные потенциалы мозга человека и нейротерапия. — Донецк : Заславский А. Ю., 2010. — 512 с.
11. Wolpaw J. and Wolpaw E. W. *Brain-Computer Interfaces: Principles and Practice*. — Oxford : Oxford University Press (USA), 2012. — 400 p.
12. Danilov Y. P., Tyler M. E. and Kaczmarek K. A. Vestibular sensory substitution using tongue electrotactile display // *Human Haptic Perception: Basics and Applications*. — Birkhäuser, Basel. — 2008. — P. 467–480.
13. *Multimodal Architecture and Interfaces*. — URL: <https://www.w3.org/TR/mmi-arch/> (accessed Sep. 15, 2017).
14. Borisov V., Syskov A. and Kublanov V. Functional state assessment of an athlete by means of the brain-computer interface multimodal metrics // *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018. IFMBE Proceedings*, Springer, Singapore. — 2019. — Vol. 68, № 3. — P. 71–75.
15. Feature Extraction and Selection for EEG and Motion Data in Tasks of the Mental Status Assessing / A. Syskov, V. Borisov, V. Tetervak and V. Kublanov // *Proceedings of the 11th International Conference on Biomedical Electronics and Devices*. — 2018. — P. 164–172.
16. Emotiv BCI — Built for Insight and Epoc+ headsets // *EMO-TIV*. — URL: <https://www.emotiv.com/emotiv-bci/> (accessed Aug. 23, 2020).
17. User Tutorial: Mu Rhythm BCI Tutorial — BCI2000 Wiki. — URL: https://www.bci2000.org/mediawiki/index.php/User_Tutorial:_Mu_Rhythm_BCI_Tutorial (accessed Aug. 23, 2020).
18. User Tutorial: P300 BCI Tutorial — BCI2000 Wiki. — URL: https://www.bci2000.org/mediawiki/index.php/User_Tutorial:_P300_BCI_Tutorial (accessed Aug. 23, 2020).
19. Google Developers//Google Developers. — URL: <https://developers.google.com/> (accessed Aug. 23, 2020).
20. Google Fit//Google Developers. — URL: <https://developers.google.com/fit?hl=ru> (accessed Aug. 23, 2020).

21. Медицинское оборудование для функциональной диагностики, нейрофизиологии, реабилитации и научных исследований. — URL: http://medicom-mtd.com/htm/Products/products_main.html (accessed Jun. 11, 2021).
22. Bonnet L. Tutorial 1: Creating a new driver for the acquisition server // OpenViBE. — Okt. 17, 2011. — URL: <http://openvibe.inria.fr/tutorial-creating-a-new-driver-for-the-acquisition-server/> (accessed Jun. 10, 2021).
23. Documentation//OpenViBE. — Jul. 29, 2011. — URL: <http://openvibe.inria.fr/documentation-index/> (accessed Aug. 23, 2020).
24. Delorme A. and Makeig S. EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis // Journal of Neuroscience Methods. — Mar. 2004. — Vol. 134, № 1. — P. 9–21, doi: 10.1016/j.jneumeth.2003.10.009.
25. User Reference: EEGLabImport — BCI2000 Wiki. — URL: https://www.bci2000.org/mediawiki/index.php/User_Reference:EEGLabImport (accessed Jan. 12, 2021).
26. b. ERP-image//the EEGLAB Wiki. — URL: https://eeglab.org/tutorials/08_Plot_data/Plotting_ERP_images.html (accessed Jan. 26, 2021).

Учебное издание

**Сысков Алексей Мстиславович,
Борисов Василий Ильич**

**ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЕ
МУЛЬТИМОДАЛЬНЫЕ ИНТЕРФЕЙСЫ
ДЛЯ ОБРАБОТКИ БИОМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ**

Редактор И. В. Коршунова
Верстка О. П. Игнатьевой

Подписано в печать 27.08.2021. Формат 70×100/16.
Бумага офсетная. Цифровая печать. Усл. печ. л. 6,3.
Уч.-изд. л. 4,38. Тираж 30 экз. Заказ 201.

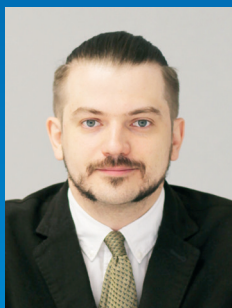
Издательство Уральского университета
Редакционно-издательский отдел ИПЦ УрФУ
620049, Екатеринбург, ул. С. Ковалевской, 5
Тел.: +7 (343) 375-48-25, 375-46-85, 374-19-41
E-mail: rio@urfu.ru

Отпечатано в Издательско-полиграфическом центре УрФУ
620083, Екатеринбург, ул. Тургенева, 4
Тел.: +7 (343) 358-93-06, 350-58-20, 350-90-13
Факс: +7 (343) 358-93-06
<http://print.urfu.ru>



СЫСОВ АЛЕКСЕЙ МСТИСЛАВОВИЧ

Кандидат технических наук, доцент кафедры радиоэлектроники и телекоммуникаций ИРИТ-РтФ, сотрудник научно-исследовательского медико-биологического инженерного центра высоких технологий, автор 19 публикаций



БОРИСОВ ВАСИЛИЙ ИЛЬИЧ

Кандидат технических наук, доцент кафедры радиоэлектроники и телекоммуникаций ИРИТ-РтФ, автор более 40 публикаций, индексируемых в международных наукометрических базах данных.